

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів**

«На правах рукопису»
УДК 615.831.7

«До захисту допущено»
В.о. завідувача кафедри
Шевченко В.В.
« » 20 р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

**зі спеціальності 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка
на тему: «Контроль параметрів лазерного випромінювання в апаратах
лазеротерапії»**

Виконав :
студент IV курсу, групи ПБ-62м
Швидкий Василь Васильович

Керівник:
к.т.н., доцент, Терещенко М.Ф.

Консультант з розроблення стартап-проекту:
к.е.н., доцент, Бояринова К.О.

Консультант з експериментального розділу:
к.т.н., директор НМЦ «Мединтех», Чухраєв М.В.

Рецензент:
д.т.н., професор Киричук Ю.В.

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____

Київ – 2018 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

Інститут (факультет)	Приладобудівний
	(повна назва)
Кафедра	Виробництва приладів
	(повна назва)
Рівень вищої освіти –	другий (магістерський)
Спеціальність	152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»
	(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри

(підпис) (ініціали, прізвище)

«__» березня 2018 р.

**ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту
Швидкому Василю Васильовичу**

(прізвище, ім'я, по батькові)

1.Тема дисертації: «Контроль параметрів лазерного випромінювання в апаратах лазеротерапії»

науковий керівник Терещенко Микола Федорович, к.т.н., доцент

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «23» березня 2018 р. №_1006-с

2.Строк подання студентом дисертації 11 травня 2018 р.

3.Об'єкт дослідження: біофізичні процеси проникнення та розповсюдження лазерного випромінювання у біологічних тканинах

4.Предмет дослідження: встановлення значень параметрів лазерного випромінювання, які забезпечують необхідну потужність випромінювання на глибині в конкретному біологічному шарі.

5.Перелік завдань, які потрібно розробити 1)Огляд, аналіз та класифікація методів та засобів виміру потужності лазерного випромінювання (ЛВ) в біологічних тканинах; 2)Математична модель взаємодії лазерного випромінювання з біологічною тканиною (БТ); 3)Розробка методики та складання експериментальної установки для виміру потужності лазерного випромінювання; 4)Проведення експериментальних

досліджень з виміру потужності лазерного випромінювання; 5)Обробка та аналіз отриманих результатів. Висновки.

6.Орієнтовний перелік ілюстративного матеріалу: Характер взаємодії ЛВ з БТ, математична модель взаємодії лазерного випромінювання з біологічною тканиною, структурна схема експерименту, експериментальна установка, результати експерименту та інші.

7.Орієнтовний перелік публікацій: наукова стаття в фаховому виданні, два патента на корисну модель, 4тези, 8 публікацій.

8.Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Теоретичний	Терещенко М.Ф. к.т.н., доцент	20.09.2017	10.05.2018
Експериментальний	Терещенко М.Ф., доцент; Чухраєв М.В. к.т.н., директор НМЦ «Мединтех»; Вислоух С.П., доцент		
Розроблення стартап-проекту	Бояринова К.О.,к.е.н., доцент		

9.Дата видачі завдання 20 вересня 2017 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Огляд літературних джерел	01.10.2017 – 01.11.2017	
2	Постановка задачі дослідження	01.11.2017 – 01.12.2017	
3	Розробка математичної моделі	01.12.2016 – 31.11.2016	
4	Розробка експериментальної установки	01.01.2018 – 31.01.2018	
5	Проведення експериментів	01.02.2018 – 21.02.2018	
6	Обробка результатів	01.03.2018 – 21.03.2018	
7	Підготовка ПЗ	21.03.2018 – 01.04.2018	
8	Презентація	01.04.2018 – 30.04.2018	

Студент

(підпис)

В.В. Швидкий

(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

(підпис)

М.Ф. Терещенко

(ініціали, прізвище)

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1.	Обґрунтування актуальності теми дослідження.	20.09.-24.11.2017	
2.	Формулювання мети та задач дослідження.	27.11-30.12.2017	
3.	Визначення об'єкту та предмету дослідження.	14.01.-31.01.2018	
4.	Огляд методів та засобів виміру потужності лазерного випромінювання. Сучасний стан та проблеми.	31.01-23.02.2018	
5.	Апаратна реалізація дослідження зміни потужності лазерного випромінювання	23.02-31.03.2018	
6.	Лазерне випромінювання та його вплив на біологічні тканини.	31.03.-07.04.2018	
7.	Контроль зміни параметрів лазерного випромінювання під час впливу.	07.04 - 14.04.2018	
8.	Розробка плану експерименту.	14.04.-21.04.2018	
9.	Розробка установки для виміру зміни потужності лазерного випромінювання.	21.04-28.04.2018	
10.	Проведення досліджень. Обробка отриманих результатів.	28.04-01.05.2018	
11.	Опис ходу проведення досліджень.	01.05-03.05.2018	
12.	Обробка, аналіз та висновки за результатами досліджень.	03.05-05.05.2018	
13.	Написання висновків та рекомендацій до роботи	05.05.-07.05.2018	
14.	Розробка стартап-проекту	07.05.-09.05.2018	
15.	Оформлення ілюстративного матеріалу пояснювальної записки.	10.05.2018	

Студент

(підпис)

В.В. Швидкий
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

(підпис)

М.Ф. Терещенко
(ініціали, прізвище)

РЕФЕРАТ

Обсяг роботи: 129 сторінки.

Кількість ілюстрацій: 43 ілюстрацій.

Кількість таблиць: 46 таблиць.

Кількість джерел за переліком посилань: 61 джерел.

Актуальність теми

В сучасному медичному приладобудуванні досить велику нішу займають апарати дія яких заснована на впливі лазерним випромінюванням, зокрема апарати для лазерної терапії. Застосування лазерної терапії окремо або в комбінації з іншими методами фізіотерапії дає результати зіставні з результатами медикаментозного лікування, а іноді навіть кращі за нього. Доцільність застосування цих методів обумовлена тим, що біологічна система організму не розпізнає медикаменти при їх введенні як природний біологічний компонент, а тому їх вплив є штучним, внаслідок якого можуть виникати алергічні реакції.

Проте всі показники терапевтичної дії лазерного опромінення організму, органів і тканин недостатньо вивчені і не завжди можуть бути виведені з реакцій на рівні клітин та біологічних рідин. Вплив електромагнітного випромінювання на живі біологічні об'єкти супроводжується зміною структурного складу біологічної тканини, зміною енергетичних параметрів та метаболічних реакцій організму в цілому. Хоча і приділяється немало уваги дослідженню фізичних процесів лазерної терапії, все ще досить часто трапляються випадки побічних реакцій і передозування випромінюванням при тих же параметрах лазерної терапії, які надавали виключно позитивний ефект для більшості пацієнтів з аналогічним захворюванням /

Лазерне випромінювання має обезболюючу, протизапальну, судиннорозширюючу дію, знижує судинний тонус, покращує периферичний кровообіг. При цьому при взаємодії лазерного випромінювання з біологічними тканинами відбувається широкий спектр фотофізичних і фотохімічних змін, підвищення температури поверхні опромінюваної ділянки шкіри. Вимірюючи зміну потужності лазерного випромінювання (наприклад, температурним методом) при

проходженні крізь біологічний об'єкт, можна судити про ступінь тяжкості захворювання у пацієнта. Вплив саме на поверхні біологічних тканин дозволяє отримувати інформацію не руйнуючи їх. За допомогою отриманої при такій діагностиці інформації можливо більш точно проводити терапевтичний вплив на організм людини.

Доцільність даного дослідження полягає у тому, що за його матеріалами можливий перегляд традиційних методик фізіотерапевтичних процедур та розробка нових, а також модифікація та розробка нових фізіотерапевтичних апаратів, з метою - мінімізації часу проведення процедури та максимізації лікувального ефекту для пацієнта.

Мета й завдання дослідження

1. **Мета дослідження** – встановлення залежності зміни потужності лазерного випромінювання в біологічних шарах тканин різних типів від параметрів лазерного випромінювання.

2. Завдання дослідження:

а. Огляд,аналіз та класифікація методів та засобів виміру лазерного випромінювання при проходженні крізь біологічні тканини;

б. Математична модель взаємодії лазерного випромінювання з шарами біологічної тканини;

с. Обґрунтування плану експерименту. Розробка та складання експериментальної установки для виміру потужності лазерного випромінювання;

д. Проведення експериментів по виміру параметрів лазерного випромінювання при проходженні крізь біологічні тканини;

е. Обробка та аналіз отриманих результатів.

Об'єкт дослідження

Біофізичні процеси проникнення та розповсюдження лазерного випромінювання у біологічних тканинах

Предмет дослідження

Встановлення залежності значень параметрів лазерного випромінювання, на глибині в конкретному біологічному шарі.

Методи дослідження

У роботі використовувались наступні чисельні методи моделювання: методи багатовимірної статистичного аналізу та методи практичної біометрії (виконувалась статистична обробка отриманих результатів) та методи математичного моделювання, а саме методи інтерполяції та апроксимації отриманих табличних значень, з метою встановлення аналітичної залежності між потужністю лазерного випромінювання в біологічних тканин різних типів від параметрів лазерного випромінювання.

Методика реалізації поставлених задач

Поставлені задачі вирішуються шляхом математичного представлення моделі взаємодії ЛВ з БТ та розробки експериментальної установки, її юстування, виконання досліджень з послідовними математичними розрахунками та аналізом отриманих результатів.

Наукова новизна одержаних результатів

В даній роботі було розроблено математичну модель затухання потужності ЛВ на основі закону Бугера – Бера з корегуючою складовою на основі експериментальних даних, визначено та проаналізовано залежність затухання потужності лазерного випромінювання в біологічних тканинах від товщини шарів тканини при безпосередніх вимірах потужності для двох довжин хвиль 630 нм та 460нм.

Практичне значення одержаних результатів.

Роботи проводились на основі завдань:

1. Цільової програми наукових досліджень НАН України «Матеріали для медицини і медичної техніки та технології їх отримання і використання» на 2017-2021 роки, затвердженої Постановою Президією НАН України №76 від 15.03.2017.
2. Договору про співробітництво між ПБФ НТУУ “ КПІ ім. І. Сікорського” та ТОВ НМЦ «Мединтех» №5/2014 від 10.07.2014 р. Дослідженні залежності затухання потужності лазерного випромінювання для біологічних тканин різних типів та розроблені методики визначення величини затухання в залежності від товщини біотканини з можливістю аналізу та прогнозування результатів.

3. Розроблені структурні схеми та нові технічні рішення для лазерних терапевтичних апаратів зі зворотним зв'язком на основі розробленої моделі (Патенти України № 115057, №124608).

Апробація результатів дисертації.

Результати досліджень отримані в даній магістерській дисертації були оприлюднені на:

- XI Міжнародній науково-технічній конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування», 15-16 травня 2018 р. Київ, Україна, ПБФ, НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», 2018 на секційному засіданні, у доповіді «Моделювання змін параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах» були представлені експериментальні дані, а також метод їх обробки для вирішення основної задачі даного дослідження.
- Науково-практичній конференції «Лазерні технології в клінічній медицині: сучасні тенденції розвитку в Україні» 23-24 березня 2018р. Черкаси.
- I Міжнародній науково-технічній конференції «АКТУАЛЬНІ ПРОБЛЕМИ АВТОМАТИКИ ТА ПРИЛАДОБУДУВАННЯ» 7-8 грудня 2017 р. Харків.

Публікації

1. Швидкий В.В., Терещенко М.Ф. Лазерні технології в медичному приладобудуванні / АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ // Матеріали 5-ї Міжнародна науково-технічна конференція молодих учених та студентів 17-18 листопада 2016 р. / Тернопіль – ТНТУ, 2016. – 396. С. 340 – 341.

2. Швидкий В.В., Терещенко Н.Ф. Динамика изменения и определения параметров лазерного излучения в биологических средах / Приборостроения – 2017 // Материалы 10-й Международной научно-технической конференции в 2 томах. Том1. 1-3 ноября 2017 г. / Республика Беларусь, г. Минск, 2017, БНТУ- 265 с. С. 158 – 159.

3. Швидкий В.В., Терещенко М.Ф., Методи контролю зміни параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах / АКТУАЛЬНІ ПРОБЛЕМИ АВТОМАТИКИ ТА ПРИЛАДОБУДУВАННЯ // Матеріали I Міжнародної науково-технічної конференції 7-8 грудня 2017 р. / Україна, м. Харків, 2017, НТУ «ХПІ» .- 252 с. С 93 – 94.

4. Швидкий В.В., Терещенко М. Ф. Динаміка змін параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2017.– Вип. 54(2)/ 2017 ,– С.111-117.. **(фахове видання)**

5. Швидкий В. В., Терещенко М. Ф., Чухраєв М.В., Яковенко І.О. Аналіз глибини проникнення та розсіювання лазерного випромінювання різних типів випромінювачів / Лазерна хірургія. Матеріали науково-практичної конференції «Лазерні технології в клінічній медицині: сучасні тенденції розвитку в Україні» / укл. В.В. Холін, А.В. Корунець. – Черкаси:Вертикаль. Видавець С.Г. Кандич, 2018.- 298 с. іл.– С. 284-288.

6. Патент України № 115057 опубл. в бюл. № 6, 2017 р. 27.03.2017 р Заявка №u 201611878 від 23.11.2016 р Лазерний медикотерапевтичний апарат. Терещенко М.Ф., Швидкий В.В., Кравченко А.Ю., Паткевич О.І., Басюк М.П

7. Патент України № 124608 опубл. в бюл. № 7, 2018 р. 10.04.2018 р Заявка №u 201712340 від 13.12.2017 р Лазерний терапевтичний апарат. Терещенко М.Ф., Швидкий В.В., Чухраєв М.В., Паткевич О.І., Шевченко В.В.

8. Швидкий В. В., Терещенко М.Ф, Моделювання змін параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах// Матеріали XI науково-практичної конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування», 15-16 травня 2018 р., м. Київ, ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського – 126 с. С.96

9. Швидкий В. В., Терещенко Н.Ф, Кравченко А.Ю. Новые направления развития приборостроения// Материалы 10-й Международной научно-техничес. конфер. молодых ученых и студ. 26-28 апреля 2017 г. в 2 томах/ Минск, БНТУ, 2017,- Том 1. С. 155-156.

Abstract

This dissertation include 129 pages, 43 illustrations, 46 tables, 61 sources.

This dissertation deals with methods of control of laser radiation parameters.

The purpose of the research is to determine the dependence of the change in the power of laser radiation in the biological layers of tissues of different types from the parameters of laser radiation.

Research Objective:

- a. Review, analysis and classification of methods and instruments for measuring laser radiation through the passage through biological tissues;
- b. Mathematical model of interaction of laser radiation with layers of biological tissue;
- c. Justification of the experiment plan. Development and compilation of an experimental device for measuring the power of laser radiation;
- d Conducting experiments measuring laser radiation parameters when passing through biological tissues;
- f. Processing and analysis of the results.

Object of research

Biophysical processes of penetration and distribution of laser radiation in biological tissues

Subject of research

Establishing the dependence of values of laser radiation parameters, at depths in a particular biological layer.

Research methods

The following numerical simulation methods were used: methods of multivariate statistical analysis and methods of practical biometrics (statistical processing of the obtained results) and methods of mathematical modeling, namely methods of interpolation and approximation of the obtained tabular values, in order to establish an analytical dependence between the power of laser radiation in biological tissues different types of laser radiation parameters.

Method of realization of the set tasks

The tasks are solved by mathematical development of the model of the interaction of LV with BT and the development of an experimental installation, its alignment, research with sequential mathematical calculations and analysis of the results.

Scientific novelty of the obtained results

In this paper, a mathematical model of the attenuation of the LW power was developed on the basis of the Bouguer-Bore law with an adjustment component based on experimental data, the dependence of the attenuation of the laser radiation power in biological tissues on the thickness of the fabric layers in direct measurements of power for two wavelengths of 630 nm was determined and analyzed. 460nm.

ЗМІСТ

	стор.
Перелік умовних позначень, символів, скорочень і термінів	11
Вступ	12
Розділ I. Теоретична частина	13
1.1. Огляд та аналіз літературних джерел за темою дослідження	13
1.2. Огляд, аналіз та класифікація сучасних апаратів лазерної терапії	26
Висновки до розділу 1.	41
Розділ II. Методи взаємодії лазерного випромінювання з біологічними тканинами	42
2.1. Оптичні характеристики біотканин на прикладі шкірно-м'язової тканини	42
2.2. Теплофізичні характеристики елементів шкірно-м'язової тканини	63
Висновки до розділу 2	67
Розділ III. Дослідження зміни потужності лазерного випромінювання в біологічних тканинах	69
3.1. Розробка математичної моделі затухання потужності лазерного випромінювання в біологічних тканинах	69
3.2. Дослідження затухання потужності лазерного випромінювання в біологічних тканинах	74
3.3. Дослідження залежності глибини проникнення лазерного випромінювання в біологічну тканину від потужності лазерного випромінювання	81
3.4. Статистична обробка отриманих результатів дослідження	85
3.5. Розробка лазерного терапевтичного апарату з системою зворотного зв'язку .	91
Висновки до розділу 3	99
Розділ IV. Розроблення стартап проекту	100
4.1. Опис ідеї проекту	100
4.2. Технологічний аудит ідеї проекту	102
4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту	103
4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту	111
4.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	114
Висновки до розділу 4	119
Висновки	120
Список використаних джерел	122

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

ЛВ – лазерне випромінювання;

ПЗ – програмне забезпечення;

ПМП – постійне магнітне поле;

МЛТ – магнітолазерна терапія;

ГНЛ – гелій -неоновий лазер;

ВЛОК – внутрішньовенне лазерне опромінення крові;

ФДТ – фотодинамічна терапія;

БТ – біологічні тканини;

Вступ

В даний час лазерні технології активно використовуються для вирішення широкого класу задач в різних областях науки і техніки від фізики і хімії до біології і медицини. За допомогою лазерного випромінювання виробляються різні технологічні операції, дослідження, вимірювання та діагностика.

Однією з найважливіших областей застосування лазерного випромінювання є біомедична оптика. Тут лазерні джерела використовуються для діагностики, терапії або хірургічних операцій. На даний момент постійно зростає число різних медичних процедур, що проводяться з використанням лазерного випромінювання. Об'єктом впливу тут є біологічні молекули, клітини або тканини.

При лазерній обробці біологічного середовища часто необхідно здійснювати селективне термічне ураження об'єкта, розташованого в даному середовищі. Тобто, необхідно нагріти об'єкт, не пошкоджуючи навколишні його структури. Для цих цілей необхідно здійснити вибір оптимальних спектральних, тимчасових і енергетичних характеристик лазерного випромінювача. При впливі лазерного випромінювання на біологічні тканини важливу роль відіграють такі їх особливості, як, наприклад, рух крові по судинах і процеси терморегуляції. Перебіг крові може надавати великий вплив на результат впливу, якщо він залежить від ступеня термічного пошкодження біоткани, оскільки кровотік може виявитися додатковим, і досить ефективним, механізмом відведення тепла від місця опромінення. Таким чином, даний ефект може вплинути як на ефективність, так і на безпеку процедури, оскільки порушується локальність нагрівання. Механізми терморегуляції вносять нелінійність в процес лазерного нагріву шкіри.

Таким чином, оптимізація параметрів лазерного випромінювача для здійснення селективного нагріву багатокомпонентних середовищ є неоднозначною завданням. З постійним появою нових областей застосування лазерного випромінювання для обробки біологічних тканин виникла гостра необхідність вироблення методик і критеріїв для оптимізації параметрів лазерних випромінювачів.

I. ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Огляд та аналіз літературних джерел за темою дослідження

Лазеротерапія - лікувальне застосування монохроматичного, когерентного, поляризованого світла. Лазерне випромінювання характеризується монохроматичністю (однobarвністю), когерентністю (збігом всіх фаз світлових хвиль в просторі та часі), поляризованістю (поперечно світлових хвиль по відношенню до напрямку променя). Ці властивості лазера дозволяють при необхідності отримати випромінювання високої інтенсивності та потужності енергії, виключної спрямованості - практично паралельний пучок світла.

Під впливом лазерного випромінювання низької інтенсивності на інфекційне запальне вогнище також відмічається позитивний вплив на протікання процесу, характер нейрогуморальних зсунень, інтенсивність імунологічних процесів [1].

У медичній практиці існують наступні методи впливу лазерним випромінювання (рис.1.1):

- дистанційний (випромінювач розташовують на деякій відстані від тіла),
- контактний (випромінювач стикається з шкірним покривом),
- внутрішньосудинний (світловод випромінювача знаходиться в просвіті судини),
- надсудинний (випромінювач за допомогою спеціального пристосування кріпиться над кровоносною судиною),
- внутрішньоорганний (світловод знаходиться всередині порожнини органа - сечового міхура),
- внутрішньопорожнинний (світловод знаходиться всередині природної порожнини – внутрішньопорожнинне опромінення вентрикулярного або спинномозкового ліквору) [2].

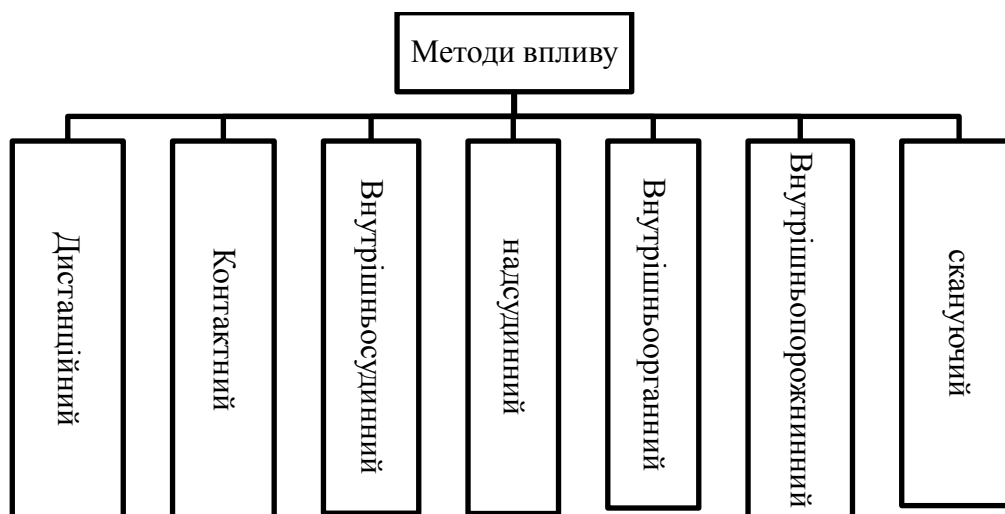


Рис.1.1 Класифікація методів впливу лазерним випромінювання

Серед способів впливу виділяють:

Вплив на осередок.

Розрізняють стабільну і лабільну методику. При стабільній методиці випромінювач встановлюють над осередком і не переміщують його. Коли опромінюють глибинний осередок, то потрібно натиснути випромінювачем на шкіру і провести компресію. Для кращого проникнення лазерного променя використовують дзеркальну або магнітну насадку. Вплив на головний мозок транскраніально поки застосовується рідко. Для опромінення пролежня застосовують дистанційний вплив: випромінювач тримають на деякій відстані.

Якщо пролежень займає велику площу, то впливають по 4-6 полях, захоплюючи при цьому і здорові ділянки шкіри. При лабільній методиці випромінювач переміщують над вогнищем зі швидкістю 1 см/сек (сканування), уздовж судинно-нервового пучка або нерва від центру до периферії або по периметру пролежня, від периферії до центру, починаючи із здорових ділянок шкіри.

Вплив на сегмент

Як відомо сегмент – це ділянка спинного мозку, обмежений парою передніх і парою задніх корінців. При лікуванні найчастіше впливають на шийні сегменти (шийне потовщення), поперекові сегменти (поперекове потовщення), крижові

сегменти (1-2 сегменти входять в поперекове потовщення, а 3-5 входять в мозковий конус), куприкові сегменти (C1-2 входять в мозковий конус). Шийне потовщення складається з 5, 6, 7, 8 шийного та 1 грудного сегментів і "відповідає" за функцію верхньої кінцівки (визначається в області IV, V, VI, VII, шийних і I грудного хребців). Поперекове потовщення складається з 1-5 поперекових і 1-2 крижових сегментів і "відповідає" за функцію нижніх кінцівок (визначається в області 10 - 12 грудних хребців).

Мозковий конус розташовується в області I поперекового хребця. На область сегмента впливають паравертебрально (з двох сторін) і між остистими відростками, а також по акупунктурні точки меридіанів, які проходять у цих областях (заднесередній меридіан і меридіан сечового міхура). При впливі лазерним випромінюванням на область сегмента поліпшується кровообіг спинного мозку, корінців і радікуломедулярних артерій. Але найчастіше відбувається лише рефлекторний вплив на уражений орган, через слабе лазерного випромінювання яке проникає на малу глибину. У такому випадку ми виробляємо лазерну рефлексотерапію опосередковано впливаючи на глибинний вогнище. При ураженні шийних міжхребцевих дисків (протрузія або грижа) і корінців, краще впливати за передньо поверхні шиї. Навіть без компресії шкірних покривів, міжхребцевий отвір знаходиться на глибині 5-6 см від поверхні шкіри.

Вплив на судинно-нервовий пучок

Такий вплив проводиться при поліневритах, облітеруючих захворюваннях судин і паралічах кінцівок, а також для впливу на магістральні судини голови. Застосовується стабільна і лабільна методика. Для кращого визначення локалізації судини рекомендується попередня пальпація його. При стабільній методиці випромінювач повинен злегка торкатися до шкіри над посудиною. Компресію робити не потрібно. Можна використовувати дзеркальну або магнітну насадку [3].

Вплив на акупунктурні точки

Лазерна акупунктура застосовується самостійно або в поєднанні з іншими способами лазерної дії, підсилюючи ефект проведеної терапії. Для лазерної

акупунктури застосовують різні лазерні апарати, але найбільше число наукових робіт було проведено на гелій-неонових лазерах.

За даними Г.Я. Аніщенко і співавт. найбільш яскраві зміни спостерігаються при впливі променем лазера на точки акупунктури вушної раковини [4]. При неврозах він рекомендує дозу від 1 до 2 мВт/см² і час впливу від 10 до 15 сек на одну корпоральну точку, а на аурикулярну - 10 сек. Для купірування больового синдрому автор рекомендує застосовувати більш високі дози лазерного впливу (40-50 мВт/см²) при тривалості експозиції до 3-4 хв сумарного часу. У міру купірування больового синдрому щільність потоку потужності повинна зменшуватися.

Оптимальною частотою імпульсного або модульованого лазерного випромінювання вважається близько 30 Гц для стимулюючого ефекту і 50-100 Гц для гальмівного. Час впливу для стимуляції на одну точку - до 20 сек, а для гальмування - до 60 сек і більше. Для безперервного лазера В.І. Козлов, В.А. Буйлін рекомендують використовувати довжину хвилі 1,3 мкм, потужність на кінці світловода 0,2-0,3 мВт (при діаметрі світловода 1,2 мм), частоту модуляції 2,4 Гц, експозицію на корпоральну точку 15-20 сек [5]. Щільність потужності 30 мВт/см². При біомікроскопії кон'юнктиви очного яблука інтенсивність кровонаповнення капілярів до 3-й хвилини після такої лазеропунктури збільшилась в 1,5-2 рази, діаметр венул зростає на 30-40%. Імпульсний ІЧ лазер для впливу на АТ застосовують рідко, його частота від 5 до 150 Гц (для низьких частот характерно гальмування, а для високих - збудження), для стимуляції експозиція становить 0,5 хв., а для тор - м'якого 1-1, 5 хв. В.А. Буйлін (1996) рекомендує частоту 80 Гц або 150 Гц при потужності імпульсу 5-7 Вт протягом 32-64 сек. на зону. А. П. Ромоданов і співавт. вважають, що лазерний вплив на зони акупунктури ідентично стародавньому китайському методом прогрівання і припікання полиновими сигаретами (ІК випромінювання) [6]. В.І. Козлов і співавт. рекомендують для нормалізації симпатико-парасимпатичної взаємодії (регуляції), активізації мікроциркуляції певний набір загальних ТА, які названі базовим рецептом GI4, E 36, VC12, MC6, 6 RP6 [5]. Слід пам'ятати, що збудливий ефект лазерної рефлексотерапії виходить при мінімальному часові впливу (5-10 сек.), мінімальній кількості полів (2-

4), максимальній енергії випромінювання (5 мВт/см^2), низькій частоті модуляції (1-10 Гц). Гальмівний ефект лазерної рефлексотерапії відбувається при максимальному часу впливу на 1 поле (1-3 хв.), Максимальній кількості полів, мінімальної енергії випромінювання ($1-3 \text{ мВт/см}^2$), високій частоті модуляції (20-100 Гц.). Проміжні параметри впливу володіють гармонізуючими властивостями [7].

Сканування лазерним променем

Терапія лазерним скануючим променем – метод лазерної терапії, при якому лазерний промінь послідовно проходить по заданому закону необхідну область впливу [8]. Сканувати можна ручним способом, за допомогою електромеханічного пристрою або спеціальних електронних приладів.

Для впливу на глибокі вогнища застосовують ручне сканування, а для поверхневого впливу застосовують автоматичне сканування. Скануючі пристрої переміщують промінь лазера в одній площині, утворюючи фігури різної конфігурації. Розрізняють динамічні і статичні фігури. При динамічних фігурах промінь лазера кожен раз рухається по новій траєкторії, поступово заповнюючи весь "кадр". Такі постаті займають велику площу і впливають на багато рефлексогенні зони, що підвищує ефективність лікування, але при цьому виникає загроза передозування лазерного опромінення. При статичних фігурах, які застосовуються найчастіше, промінь лазера переміщається по траєкторіях, що займає тільки частина загальної площі впливу. Опромінюються поля розмірами 1×1 ; $1,5 \times 1$, 5 ; 2×15 ; 3×5 ; 4×8 ; площа одного поля не повинна перевищувати 80 см^2 , а загальна площа за одну процедуру не повинна перевищувати 400 см^2 . Для сканування використовують ГН і ІЧ лазер. Зонами опромінення є найбільш болючі області в проекції внутрішніх органів, сегментарні паравертебральні області і зони Захар'їна - Геда. Т.Г. Тишкевич, В.П. Берснев в методичних рекомендаціях пропонують схему лікування (скануючої лазеротерапією) паралічу або парезу м'язів обличчя [9]. У положенні лежачи на спині, опромінюють 4 поля за процедуру: поле № 1 (внутрішній трикутник ший; режим опромінення - кадр 30-39); полі № 2 (привушна область; режим опромінення - кадр 55); полі № 3 (орбіта; режим опромінення - кадр 55); полі № 4 (рот; режим опромінювання - кадр 55-57, модуляція). При даному

впливі відбувається стимуляція лицьового нерва на всьому його протязі: від стовбура нерва в кістковому каналі пірамідки скроневої кістки, до дистального нервово-рецепторного поля. Для лікування бульбарного паралічу або парезу автори пропонують іншу схему лікування; в положенні лежачи на спині, опромінюють 6 полів: поле № 1-2 (внутрішній трикутник шиї; режим опромінення - кадр 30-39); полі № 3 (рот; режим опромінення - кадр 55-57, модуляція); полі № 4 (слизова дна ротової порожнини; режим опромінення - через світловод, постійний режим); полі № 5 (мова; режим опромінення той же); поле № 6 (задня стінка глотки; режим опромінення - той же). Дана дія відновлює функції ковтання і функції мови за рахунок небезпосередніх стимуляцій відповідних черепних нервів і їх дистальних нервово-рецепторних полів.

Магнітолазерна терапія

Одночасне застосування постійного магнітного поля (ПМП) і лазерного випромінювання отримало назву магнітолазерна терапія (МЛТ). А.К. Полонський і співавт. експериментально показали, що поєднання ПМП (25-30 мТ) і ЛТ (4,5 -5,0 мВт/см²) більш ефективно, ніж лазеротерапія і магнітотерапія приємним роздільно [10]. Поєднання цих двох методів є не звичайною сумою впливу, а носить характер синергически -резонансного, що надає більш виражену дію на організм [5]. ПМП викликає орієнтацію молекулярних диполів уздовж силових ліній, спрямованих в глиб опромінюваної тканини, що підвищує проникаючу здатність лазерного випромінювання. При цьому випромінювання лазера може проникнути на глибину 80 - 100 мм. Лазеротерапія з насадкою ПМП дозволяє застосовувати лазер з меншою потужністю, що чи не позначиться на ефективності лікування. Під впливом зовнішнього магнітного поля відбувається деформація кристалічної решітки, а атоми заліза намагнічуються (кров, мозок, печінка) і якийсь час знаходять -ся в намагніченому стані після припинення впливу ПМП. Деякі дослідники відзначають, що надвненне магнітолазерное опромінення крові (довжина хвилі 0,8 мкм, потужність випромінювання 5 мВт і магніт 30 мТл) ефективніше, ніж ВЛОК (внутрішньовенне лазерне опромінення крові) ГНЛ (гелій -неоновий лазер, довжина хвилі 0,63 мкм потужність 1 мВт) у хворих з ІХС. ПМП давно застосовується в

медицині і сприятливо впливає на нервову систему. Так, наприклад, Е.В. Каркліньш і співавт., в експерименті показали, що ПМП з індукцією 15-30 мТл сприяє регенерації периферичних нервів (поліпшувався ріст аксонів, мієлінізація, затримувалася ріст сполучної тканини в області рубця) [11]. А.М. Демецький при впливі ПМП до 50 мТл та експозиції до 30 хв., зазначав збільшення кровонаповнення судин, зниження їх тону, зменшення в'язкості крові та розвиток гіпокоагуляційного ефекту [12]. При впливі 60-100 мТл та експозиції 60 хвилин відзначав посилення тону судин і збільшення в'язкості і коагуляційних властивостей крові. Н.А. Демецька при впливі ПМП на закриті переломи кісток у тварин (по 15 хв. на місце перелому), зазначає, що ПМП з індукцією 30 мТл викликає прискорене розсмоктування ізотопу з депо, знижує в'язкість і згортання крові. ПМП з індукцією 60 мТл уповільнювало розсмоктування ізотопу в перші хвилини після впливу, підвищувало в'язкість і згортання крові [13]. Протизапальний ефект магнітного поля, а також процеси регенерації і репарації швидше за все обумовлені, як вважає В.М. Боголюбов, змінами антизсідальної системи крові, поліпшенням мікроциркуляції, зміною метаболізму в тканинах, підвищенням імунологічної реактивності [14]. До впливу магнітного поля чутливі всі ендокринні залози: гіпоталамо-гіпофізарно-надниркова система, інсулярний апарат, щитовидна залоза, статеві залози. Підвищення інтенсивності магнітного поля призводить до виникнення стресових реакцій, супроводжуваних викидом АКТГ, 11-ОКС, активацією симпатико-адреналової системи [15].

Застосовуючи насадку з ПМП лікар невролог може впливати на рубцево-спайкові процеси головного і спинного мозку, так як магнітолазерна терапія є потужним розсмоктуючим засобом, що перевищує ефект лідази [5]. Слід визнати, що магнітолазерна терапія до кінця не розроблена, полярність магнітів в наукових роботах авторами не вказується, фірми виробники магнітних насадок (ПМП) навіть не маркують полярність магніту, що зменшує ефективність лікування, а іноді можливо і шкодить лікуванню (погіршує кровообіг, підсилює процес утворення спайок) [16,17].

Гідролазерна терапія

Гідролазерна терапія - це комбінований вплив на організм механічного масажу водного струменя, енергетичного впливу лазерного випромінювання та інформаційного лікування структурованою водою. Поєднання цих чинників надає місцеві та генералізовані лікувальні ефекти. Залежно від температури і тиску води, часу і області дії Гідролазерна терапія надає стимулюючу або седативну дію на організм. В результаті лікування поліпшується психоемоційний стан пацієнта, підвищується імунітет і вміст гемоглобіну в крові, регулюється діяльність печінки і нирок. Найчастіше застосовується гідролазерне вплив у вигляді загального лазерного душу. Температура води 35-37 С, експозиція 10-15 хв., Випромінювання червоного спектру потужністю 10-15 мВт, курс лікування - 10 процедур. Такий вплив застосовується при астеноневротичних станах з порушенням сну, цефалгією. При астенодепресивних станах або для сильно ослаблених хворих застосовують тонізуючу методику: температура води 33-34 С, експозиція 3 хв. При лікуванні гідролазерним душем можна використовувати такі рефлексогенні зони і поля: при розладах серцево-судинної системи впливають на зону каротидного синуса, при ураженні ЦНС впливають на шийно-комірцеву або паравертебральну зону, для лікування органів шлунково-кишкового тракту на зону сонячного сплетіння, для лікування сечостатевої сфери впливають на торакально-люмбальну і попереково-крижову зону. Крім сегментарного впливу можна використовувати і зону ураження (вплив на уражений суглоб при плечелопаточному периартрозі). Для тонізації зони тривалість дії до 30 сек., а для гальмування до 5 хв.

Дія на кров

Лазерне опромінення крові роблять двома способами: інвазивним і неінвазивним. При інвазивному (внутрішньосудинному) способі проводиться пункція судини голкою зі світловодом. При неінвазивному способі (транскутантне опромінення крові) лазерний випромінювач встановлюють над кровоносною судиною (в проекції великих магістральних судин: ліктьова ямка, паховий трикутник, надключичній ямка і в проекції кровоносних судин на шиї: внутрішня сонна артерія). Надсудинне лазерне опромінення крові (ЛОК) виробляють випромінювачем, який встановлюють строго перпендикулярно над веною за

допомогою утримувача. Вихідна потужність на торці ГНЛ випромінювача повинна бути не менше 20-30 мВт і не більше 50 мВт, час впливу за одну процедуру 10 -30 хв. Для ІК безперервного лазера з магнітною насадкою вихідна потужність повинна бути не менше 10-30 мВт. Для ІК імпульсного лазера, застосовують частоту 80 Гц, експозицію 2-4-10 хв. Іноді для неінвазивного способу застосовують інтераурикулярне опромінення (вплив на барабанну перетинку ІК лазером потужністю 2 Вт, частотою 3000 Гц, експозицією 6 хвилин). Внутрішньосудинне лазерне опромінення крові (ВЛОК) застосовується частіше, хоча і вимагає певної підготовки лікаря і хворого.

Потрібно завжди домагатися появи крові в канюлі, що підтверджує потрапляння голки в вену (якщо кінчик голки знаходиться поруч з веною (паравазально), то крові в канюлі НЕ БУДЕ). Після включення лазерного апарату бажано накрити передпліччя рушником (захист оточуючих від лазерного випромінювання)[18].

В даний час лазерні медичні технології широко використовуються в клінічній медицині як методи ефективної виборчої деструкції патологічно змінених тканин (високоінтенсивні випромінювання) з одного боку і для стимуляції обмінних процесів в клітинах (низькоінтенсивне випромінювання) - з іншого.

Високоінтенсивні лазерні впливи (8 Дж/см^2 і більше) застосовуються як лазерний скальпель при ендоваскулярних та інших хірургічних втручаннях, для локальної інтерстиціальної гіпертермії в онкології. Високоінтенсивні лазерні впливи призводять до змін фізичного стану тканин, викликаючи в них абляцію, коагуляцію і гіпертермію.

Низькоінтенсивні лазерні впливи ($0,1 \text{ - } 3,0 \text{ Дж/см}^2$) з успіхом використовуються майже в усіх областях медицини для корекції порушень імунітету, поліпшення реологічних властивостей крові та мікроциркуляції, посилення процесів репарації. Біологічну дію низькоінтенсивних лазерних випромінювань пов'язують із змінами в клітинах концентрації цитозольного кальцію, фосфоліпідів мембран, а також з утворенням активних форм кисню.

При переході лазерних впливів з категорії низькоінтенсивних в високоінтенсивні виявляється діапазон доз ($3,0 \text{ - } 8,0 \text{ Дж/см}^2$) - середньої інтенсивності, в якому лазерні

випромінювання, мабуть, ще не проявляють деструктивну дію, але вже втрачають біостимулюючий ефект в клітинах. Окремі роботи із застосування середньоінтенсивних лазерних енергій показали, що в даному перехідному діапазоні терапевтичний ефект таки виявляється, а особливої актуальності набувають такі характеристики випромінювання як сумарна доза, час імпульсу, довжина хвилі.

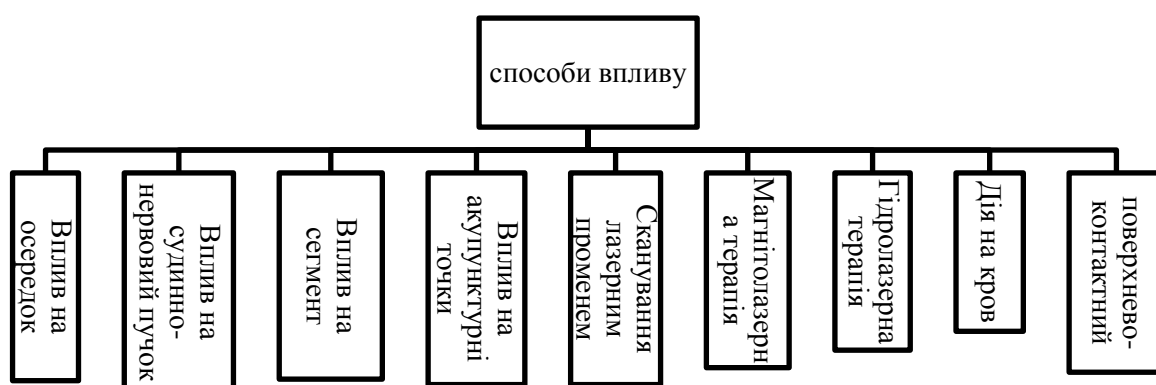


Рис.1.2. Класифікація способів впливу ЛВ

В роботі [19] показано, що когерентне світло (595 нм) в середньоінтенсивному імпульсному режимі ($3,0 \text{ Дж/см}^2$) при багаторазовій дії на шкіру здатний активувати проліферативні процеси в дермі і її похідних. При збільшенні енергії в імпульсі і перехід її в високоінтенсивний діапазон в шкірі спостерігаються ознаки дистрофії і некробіозу клітин. Виявлено, що локальні термічні ефекти середньоенергетичних імпульсних впливів не перевищують 33°C , вони недостатні для ініціації в клітинах ушкоджень, що призводять до некрозу.

Встановлено, що середньоінтенсивні імпульсні дії ($3-6 \text{ Дж/см}^2$) лазерів на барвнику (595 нм) і александриті (755 нм) призводять до найбільшої внутрішньоклітинної активації процесів перекисного окислення і деструкції ДНК в лейкоцитах і в меншій мірі в культурі фібробластів людини. При переході енергії

імпульсів з середнеенергетического в високоенергетичний діапазон ці відмінності нівелюються, а деструкція ДНК в клітинах збільшується експоненціально.

Виявлено, що імпульсні лазерні впливу (595 нм, 755 нм) в діапазоні доз 4-6 Дж/см² здатні ініціювати програмованих загибель фібробластів. Встановлено оптимальні режими лазерних впливів для селективного апоптозостимулюючого ефекту[19].

В якості висновку можна сказати, що буде доцільним проведення експериментальних і клінічних досліджень по використанню середньоінтенсивних імпульсних лазерних випромінювань в естетичній медицині для оптимізації процесів оновлення клітинного складу шкіри.

Висновок про здатність середньоінтенсивного лазерного випромінювання стимулювати процеси програмованої загибелі клітин доцільно враховувати при використанні лазерів для удосконалення методик лікування в експериментальній та клінічній онкології [19].

Лазерна коагуляція слизової шийки матки за допомогою напівпровідникового лазера з приводу вірусної інфекції на тлі імуномодулюючої і протівірусної терапії призводить до повних і тривалих клінічних ремісій в 94% випадків, тоді як при кріодеструкції ремісії відзначені в 85 % ($p < 0,05$) [20].

1.2. Огляд, аналіз та класифікація сучасних апаратів лазерної терапії

Серед фізіотерапевтичної апаратури, що широко використовуються в світовій медичній практиці можна виділити наступні апарати:

1. Апарат лазерної терапії АМ Лазмик

Багатофункціональний напівпровідниковий медичний лазерний апарат призначений для лікування і профілактики різних захворювань методами, заснованими на використанні лікувальної дії низькоінтенсивного лазерного випромінювання (НИЛИ). Даний прилад широко застосовується в акушерстві, гінекології, дерматології, отоларингології, офтальмології, стоматології, при неврологічних захворюваннях, при захворюванні опорно-рухового апарату, при захворюванні периферичних судин, травної системи.



Рис. 1.3 Апарат лазерної терапії АМ Лазмик [21]

Таблиця 1.1 Технічні характеристики апарату АМ Лазмик

Режими випромінювання:	імпульсний, модульований, БЮ, безперервний
Спосіб установки частоти проходження імпульсів:	фіксований / довільний
Фіксовані частоти проходження імпульсів «швидкого вибору»:	10, 80, 600, 3000 Гц
Установка частот «довільного вибору»:	від 0,5 до 3000 Гц
Фіксовані значення часу експозиції «швидкого вибору»:	1, 10 хвилин
Установка значень часу експозиції «довільного вибору»:	від 1 с до 90 хвилин
Контрольована імпульсна потужність випромінювання:	від 2 до 99 Вт
Контрольована середня потужність випромінювання:	від 1 до 250 мВт
Живлення:	220 В / 50 Гц;

2. Апарат лазерний терапевтичний ФП Ліка-терапевт М

Апарат «Ліка-терапевт М» складається з електронного блоку і виносних рукояток з вбудованими лазерними випромінювачами, що роз'ємно приєднуються до нього. Таке конструктивне виконання апарату дозволяє підключати до одного і того ж електронного блоку різні види виносних рукояток, що генерують лазерне випромінювання видимого і інфрачервоного діапазонів спектру. Це дає можливість лікарю підібрати саме ті види лазерного випромінювання, які найбільш ефективні

для використання в тій чи іншій галузі медицини. Широкий вибір спеціалізованих периферичних насадок забезпечує зручність і простоту проведення процедур лазерної терапії при лікуванні пацієнтів різного профілю (гінекологія, проктологія, отоларингологія, дерматологія і косметологія і т.д.). Завдяки своїй портативності і ергономічний дизайн апарат «Ліка-терапевт М» ідеально підходить для застосування в амбулаторних умовах і умовах приватних кабінетів.



Рис. 1.4 Апарат лазерний терапевтичний ФП Ліка-терапевт М [22]

Апарат «Ліка-терапевт М» складається з електронного блоку і виносних рукояток з вбудованими лазерними випромінювачами, що роз'ємно приєднуються до нього. Таке конструктивне виконання апарату дозволяє підключати до одного і того ж електронного блоку різні види виносних рукояток, що генерують лазерне випромінювання видимого і інфрачервоного діапазонів спектру. Це дає можливість лікарю підібрати саме ті види лазерного випромінювання, які найбільш ефективні для використання в тій чи іншій галузі медицини. Широкий вибір спеціалізованих периферичних насадок забезпечує зручність і простоту проведення процедур лазерної терапії при лікуванні пацієнтів різного профілю (гінекологія, проктологія, отоларингологія, дерматологія і косметологія і т.д.). Завдяки своїй портативності і ергономічний дизайн апарат «Ліка-терапевт М» ідеально підходить для застосування в амбулаторних умовах і умовах приватних кабінетів.

Апарат забезпечує:

- Ступінчасте регулювання і контроль потужності видимого і інфрачервоного випромінювання;
- Установку і контроль часу процедури;
- Модуляцію випромінювання;
- Контроль дози випромінювання.

Таблиця 1.2 Технічні характеристики апарату ФП Лика-терапевт М

Число одночасно працюючих каналів	1
Частота модуляції лазерного випромінювання	0,1 - 99,9 Гц;
Реєстрована доза випромінювання	0,01 - 99,9 Дж;
Споживана потужність:	не більше 10 Вт;
Живлення:	220 В / 50 Гц;
Габаритні розміри:	245 * 140 * 75;
Маса, не більше	1,1 кг.

3. Апарат лазерний терапевтичний MG Opton Pro

За допомогою апаратів "Оптон" можна отримувати лазерне випромінювання з двома значеннями довжини хвилі в інфрачервоному діапазоні. Інфрачервоні лазери мають значний терапевтичний потенціал. Позитивні результати досягаються при цілому ряді показань. Інфрачервоне випромінювання, що генерується лазером при довжинах хвиль, заданих в приладі "Оптон", в порівнянні з випромінюванням видимого діапазону в меншій мірі поглинається в тканинах організму (вода, кров, меланін). Випромінювання довжиною хвилі 980 нм володіє відносно меншою проникаючою здатністю в тканинах організму і поглинається в поверхневих шарах, завдяки чому досягається анальгезуючий ефект з використанням методу лазерної рефлексотерапії. Випромінювання довжиною хвилі 810 нм проникає в тканини глибше, забезпечуючи біостимулюючий ефект, благотворно впливаючи на активність клітин організму. Одночасне застосування лазерного випромінювання при двох довжинах хвиль сприяє оптимізації терапевтичного ефекту за рахунок одночасної стимуляції поверхнево розташованих больових рецепторів і глибоких тканинних структур. При одночасному підведенні до тканин організму лазерного випромінювання при двох довжинах хвиль, на кожен з компонентів припадає однакова енергія випромінювання.



Рис1.5 Апарат лазерний терапевтичний MG Opton Pro [23]

Таблиця1.3 Технічні характеристики апарату MG Opton Pro

Напівпровідниковий лазер	810 нм і 980 нм
Макс. потужність	7000 мВт
Режими впливу	безперервний і імпульсний
Область терапії	Ø 5 мм
Напруга	230V ~ 50Hz ... 60Hz,
Макс. споживана потужність	350ВА
Клас Захисту	I Тип BF відповідно до ІЕС 601-1
Розміри	Ш 450 мм, В 140 мм, Д 325 мм
Маса	3,8 кг

4. Низькочастотні апарати для лазерної терапії BTL - 5000 Laser



Рис1.6 Низькочастотні апарати для лазерної терапії BTL - 5000 Laser [24]

Серія BTL-5000 Laser представляє кращу лазерну терапію (LLLT). Сучасний сенсорний дисплей значно полегшує роботу. Вбудована інструкція буде керувати вами протягом усього процесу терапії. Грунтуючись на детальному дослідженні та практичному використанні апарату, добре організовані протоколи лікування будуть давати Вам рекомендації з лікування різних станів. Апарат також включає до 150 (500) вільних записів для Ваших власних протоколів. Великий ряд терапевтичних параметрів пропонує буквально необмежені можливості фахівця LLLT терапії.

Таблиця 1.4 Технічні характеристики апарату BTL - 5000 Laser

Кількість незалежних каналів	1
Кількість підключаються зондів	2
Режими роботи	Імпульсний і постійний
Доза	0,1-99,0 Дж / см ²
Частота	0,1-10000 Гц
Дивергентний червоний зонд	685 нм / 30 мВт, 685 нм / 50 мВт
Конвергентний інфрачервоний зонд	30 нм / 50 мВт, 830 нм / 100 мВт, 830 нм / 200 мВт, 830 нм / 300 мВт, 830 нм / 400 мВт
Червоний кластер	685 нм / 200 мВт загальна вихідна потужність
Інфрачервоний кластер	830 нм / 800 мВт загальна вихідна потужність
Комбінований лазерний	кластер 685 нм + 830 нм / 1000 мВт загальна вихідна потужність, 685 нм + 830 нм / 1800 мВт загальна вихідна потужність
Налаштування потужності зонда	20-100%
Область впливу	0,1-99,0 см ²
Акупунктура	визначення точок, акустична та звукова сигналізація, частоти Ноже
Коефіцієнт заповнення	10-90%
Клас лазера	3В
Розміри	230 × 390 × 260 мм
Вага	4.7-5.3 кг
Живлення	230 В / 50-60 Гц, 115 В / 50-60 Гц

Основні переваги BTL-5000 Laser:

- 2 виходи для одночасного підключення червоного і інфрачервоного зондів або лазерних кластерів

- Безперервна і імпульсна лазерна терапія
- Частота модуляції 0-10 000 Гц
- Коефіцієнт заповнення 10-90%
- Автоматичне визначення параметрів терапії (доза, область, відстань і потужність)
- Широкий вибір червоних і інфрачервоних лазерних зондів і лазерних кластерів
- Задані протоколи лікування для реабілітації, ортопедії, спортивної медицини, стоматології, гінекології, ЛОР, педіатрії та загальної практики
- Лазерна акупунктура, частоти Ножье
- Оптичні насадки для ЛОР, гінекології, урології та стоматології
- BTL Unique Modular System TM - Унікальна Модульна Система BTL - можливість подальшої модернізації

5. Апарат магніто-інфрачервоно-лазерний терапевтичний «Мілта Ф-8-01»



Рис1.7 Апарат магніто-інфрачервоно-лазерний терапевтичний «Мілта Ф-8-01» [25]

Таблиця 1.5 Технічні характеристики апарату «Мілта Ф-8-01»

Магнітна індукція на осі магніта в площині вихідної апертури терміналу	в діапазоні від 20 до 80 мТ
Максимальна сумарна потужність випромінювання світлодіодів на виході терміналу	не менше 100 мВт
Максимальна щільність потужності	не менше 30 мВт/см ²
Середня потужність випромінювання лазера на виході терміналу	не менше 2 мВт при частоті повторення 5 КГц
Максимальне значення середньої щільності потужності	не менше 0,5 мВт/см ²
Імпульсна потужність випромінювання лазера на виході терміналу	не менше 5 Вт
Частота повторення імпульсів лазерного випромінювання	5,10,50,80,150,600,1500,5000 Гц
Тривалість однократної експозиції в режимах випромінювання, забезпечувана апаратом	дискретна в діапазоні від 0,25 до 15 хв.
Довжина хвилі лазерного і світлодіодного випромінювань	0,85-0,89 мкм
Режим роботи	Безперервний протягом 8 годин з перервою на (10+2)хв. після кожних (30+2)хв. роботи
Час встановлення робочого режиму апарату з моменту включення	не перевищує 5 с
Електроживлення від мережі змінного	220В+10% 50 Гц

Апарат «МІЛТА-Ф-8-01» - сучасна модель апаратів серії «МІЛТА», призначена для оснащення лікувальних установ різного профілю. Лікувальна дія заснована на одночасному або роздільному (а також в будь-якому поєднанні) дії на пацієнта трьох фізичних чинників: постійного магнітного поля, імпульсного лазерного і постійного світлодіодного випромінювань довжин хвиль інфрачервоного діапазону.

- Можливість підключення додаткового випромінюваного терміналу. Для дії на великі поверхні тіла або великі ділянки поразок (наприклад, при опіках), а також для реалізації методики зустрічної дії в апараті «МІЛТА-Ф-8-01» передбачена можливість підключення додаткового терміналу (випромінюючого блоку апарату), який повністю дублює параметри основного і працює синхронно з ним. Зручно те,

що фахівець може замовити апарат лише з одним терміналом і, вже попрацювавши з ним, визначити, чи потрібен йому додатковий.

- Можливість підключення світловодних насадок. Світловодні насадки виконані із спеціального оргскла і призначені для того, щоб доставляти випромінювання лазера і світлодіодів безпосередньо до вогнища запалення. Глибина проникнення випромінювання лазера становить 6-10 см, і тому при лікуванні більшості захворювань насадки не потрібні. Проте в таких областях як гінекологія, урологія, стоматологія, отоларингологія вживання насадок покращує ефективність лікування. Для лікарів - рефлексотерапевтів розроблена спеціальна насадка для проведення МІЛТА-рефлексотерапії і випущено методичний посібник з її проведення.

6. Апарат для фізіотерапії комбінований МІТ-11

"МІТ-11" призначений для лікування пацієнтів з використанням низькочастотного ультразвуку та імпульсного або середнечастотного магнітного поля, в поєднанні з оптичним потоком червоного і інфрачервоного (синього) спектра.



Рис1.8 Апарат для фізіотерапії комбінований МІТ-11 [26]

Ультразвук є унікальним фізичним фактором, що забезпечує мікромасаж на рівні тканини і клітини, що призводить до збільшення мікроциркуляції в області

впливу і збільшенню швидкості протікання біохімічних реакцій. Магнітне поле в поєднанні з оптичним потоком володіє яскраво вираженим протибільовими і протинабрякову дію.

Крім унікального поєднання перерахованих факторів, апарат МІТ-11 забезпечує: - можливість трирівневого принципу впливу, тобто одночасного впливу на центральну нервову систему (проекція довгастого мозку), периферичну нервову систему (сегмент хребта) і на сам орган або його проекцію: - резонансного принципу впливу на орган або функціональну систему в цілому.

Найбільш ефективний апарат при лікуванні: - захворювань опорно-рухового апарату; - больових синдромів і запальних процесів; - гінекологічних та урологічних захворювань; - захворювань ЛОР органів; - розгладженні зморшок і корекції ваги (лікування целюліту). Додатково апарат забезпечує ультразвукову шліфування і чищення шкіри, а також проведення ультрафонофореза лікарських препаратів і кремів.

Апарат призначений для застосування в медичних лікувальних установах, санаторіях та лікувально-профілактичних комплексах, косметологічних кабінетах і центрах спортивної медицини.

Таблиця 1.6 Технічні характеристики апарату МІТ-11

Робоча частота ультразвукового генератора	22 кГц
Амплітуда ультразвукових коливань	2, 3, 4, 5 мкм
Магнітна індукція на поверхні кожної котушки індуктора	2, 8, 12, 15 мТл
Апарат забезпечує установку частот модуляції ультразвукового і магнітного сигналів	від 0 до 99 Гц через 0,1 Гц
Апарат забезпечує режим "гойдання" частоти	від 1 до 10 Гц і від 10 до 100 Гц при тривалості імпульсу 10 с
Прилад часу апарату забезпечує установку тривалості процедури	від 1 до 99 хв через 1 хв
Маса електронного блоку:	не більше 5 кг, маса апарата з випромінювачем і індуктором: не більше 6 кг, маса апарата в комплекті поставки: не більше 7 кг

7. Апарат лазерний терапевтичний «QUANTRON-LASER»

«QUANTRON-LASER» - малогабаритний цифровий двохканальний терапевтичний прилад нового покоління, призначений:

- для лікування низькоінтенсивним лазерним випромінюванням напівпровідникових лазерів шляхом дії на відповідні зони (тканини, органи, нервові закінчення) ряду захворювань;
- для науково-дослідних робіт в області лазерної медицини.



Рис1.9 Апарат лазерний терапевтичний «QUANTRON-LASER» [27]

Сфери застосування і основні показання:

- Дерматологія (дерматити, ушкодження шкірних покривів ерозійних язв, нейродерміти, герпес і ін.);
- Оториноларингологія (зовнішній отит, запалення середнього вуха, хронічний тонзиліт, хронічний фарингіт, гайморит);
- Стоматологія (захворювання слизової оболонки порожнини рота і пародонта, стоматити, альвеоліти, переломи щелепи);
- Неврологія (люмбаго, плексити, невралгії трійчастого нерва);
- Гінекологія (сальпінгіт, бартолініт, ерозія і псевдоерозія шийки матки, кольпіти, церцивіти крауроз і зуд вульви, тріщини сосків і ін.);
- Урологія (гострий і хронічний простатити, гострий епідидиміт, гострий і хронічний пієлонефрит);
- Проктологія (геморой, тріщини заднього проходу);

- Серцево-судинні захворювання (ішемічна хвороба серця, стенокардія, хвороба гіпертонії);
- Захворювання опорно-рухового апарату (деформуючий остеохондроз, епикондиліти, бурсити, тендовагініти, неспецифічний поліартрит, шпори п'ят);
- Загальна фізіотерапія і рефлексотерапія;
- Апарат дозволяє проводити внутрішнє і кризьшкіряне опромінювання крові.

Таблиця 1.7 Технічні характеристики апарату «QUANTRON-LASER»

Довжини хвиль випромінювання напівпровідникових випромінювачів	лазерних червоний – 650 нм, інфрачервоний – 870±20 нм
Потужність випромінювання на виході магістрального світловоду (встановлювана)	червоний – 0/2/6/9/20 мВт, інфрачервоний – 0/25/50/75/100 мВт
Фіксовані частоти амплітудної модуляції випромінювання	
0 (безперервна генерація)/9,4/300/1000 Гц	
Програмований частотний режим дії	0,5-10000 , Гц
Час установки процедури	0сек-99хв 59 сек
Глибина модуляції % від постійної складової сигнал25/50/75/100	
Споживана потужність	Не більше 5 Вт
Напруга живлення	220В, 50Гц
Клас лазерної безпеки	3

8. Апарат лазерної терапії АЛТ Узор-А-2К



Рис1.10 Апарат лазерної терапії АЛТ Узор-А-2К [28]

Апарат лазерної терапії АЛТ УЗОР-А-2К застосовується при лікуванні запальних, шкірних, шлунково-кишкових захворювань, захворювань опорно-рухового апарату, серцево-судинної системи, органів дихання, сечостатевої системи, вуха, горла, носа, порожнини рота, а також ендокринної системи.

Крім медичних установ, застосування даного лазерного терапевтичного апарату показано в спортивній медицині, педіатрії та косметології.

Таблиця 1.8 Технічні характеристики апарату АЛТ Узор-А-2К

Довжина хвилі випромінювання при температурі $25 \pm 5^\circ \text{C}$	$0,89 \pm 0,02 \text{ мкм}$
Довжина хвилі випромінювання в діапазоні $10-35^\circ \text{C}$	$0,8 + 0,95 \text{ мкм}$
режим випромінювання	імпульсний
Частота повторення імпульсів	5, 80, 150, 300, 600 1500, 3000 Гц
Діапазон відхилення частоти	$\pm 5\%$
Тривалість імпульсу лазерного випромінювання	110-160 нс
Середня потужність імпульсу не менше	2 Вт
Кількість каналів для підключення блоків випромінювання	2 шт
Режим роботи апарату	безперервний, автоматичний
Час експозиції в автоматичному режимі	1, 3, 5, 10 хв
Діапазон відхилення	$\pm 2\%$
Напруга живлення при частоті 50 Гц	$220 \pm 10\% \text{ В}$
Споживана потужність не більше	20 Вт
Час встановлення робочого режиму	не більше 30 с
Діапазон робочих температур	$10-35^\circ \text{C}$
Габаритні розміри не більше	240x220x90 мм
Маса не більше	2,6 кг
Середнє напрацювання на відмову	2000 годин
Середній термін служби	не менше 5 років
Клас лазерної небезпеки (ГОСТ 12.1.040-83)	2
Електробезпека по ГОСТ 12.2.025-76	клас захисту 2 тип В

Проаналізувавши, вище наведені апарати, відокремлюємо їхні основні характеристичні параметри та, для зручності подальшого аналізу та порівняння, зводимо в порівняльну таблицю 1.1:

Таблиця 1.1. Порівняльна таблиця апаратів лазеротерапії

№	Назва апарату	К-сть кан.	Довжина хвилі	потужність випромінювання	Зворотний зв'язок
1	АМ Лазмик	2	800-840 нм	100 мВт*	відсутній
2	ФП Лика-терапевт М	1	405-780 нм**	50 – 100 мВт**	відсутній
3	MG Opton Pro	1	810 нм, 980 нм	7 Вт *	відсутній
4	BTL - 5000 Laser	1	685 нм, 830 нм	685 нм – 200 мВт 830 нм – 800 мВт	відсутній
5	Мілта Ф-8-01	1	0,85-0,89 мкм	5 Вт на імпульс	відсутній
6	MIT-11	2	0,67 мкм, 0,78 мкм	0,67 мкм – 25 мВт 0,78 мкм – 100 мВт	відсутній
7	«QUANTRON-LASER»	2	650 нм, 870±20 нм	червоний – 0/2/6/9/20 мВт інфрачервоний – 0/25/50/75/100 мВт	відсутній
8	АЛТ Узор-А-2К	2	0,89 ± 0,02 мкм	2 Вт на імпульс	відсутній

*максимальна потужність

**в залежності від комплектації

На основі огляду існуючих апаратів можна представити наступну класифікацію апаратів лазерної терапії (рис. 1.11)

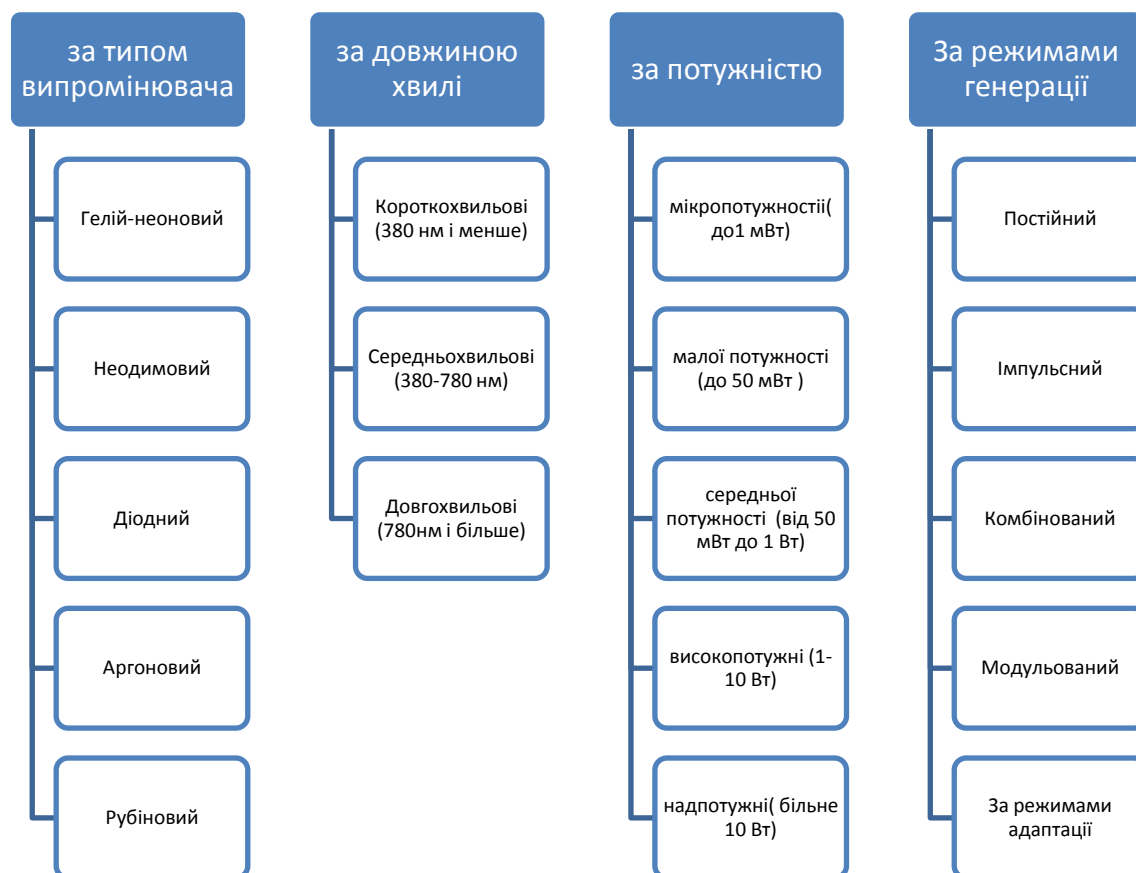


Рис. 1.11 Класифікація апаратів лазерної терапії

Виходячи з даного огляду сучасних апаратів можна дійти до висновку, що незважаючи на досить високу ефективність апаратів жодна з розглянутих моделей не мала системи для оцінки впливу випромінювання при проведенні процедур.

Таким чином на основі аналізу літературних джерел та інформації по діючим апаратам, ми можемо констатувати, що найбільш перспективним напрямом в розвитку лазерних терапевтичних апаратів є розробка систем зворотного зв'язку на основі виміру потужності лазерного випромінювання.

Висновки до розділу 1

На основі огляду літературних та інформаційних джерел можна виділити наступні способи впливу лазерним випромінюванням: вплив на осередок, вплив на сегмент, вплив на судинно-нервовий пучок, вплив на акупунктурні точки, сканування лазерним променем, магнітолазерна терапія, гідролазерна терапія, дія на кров.

У медичній практиці існують наступні методи дії лазерного випромінювання:

- дистанційний (випромінювач розташовують на деякій відстані від тіла),
- контактний (випромінювач стикається з шкірним покривом),
- внутрішньосудинний (світловод випромінювача знаходиться в просвіті судини),
- надсудинний (випромінювач за допомогою спеціального пристосування кріпиться над кровоносною судиною),
- внутрішньоорганний (світловод знаходиться всередині порожнини органа - сечового міхура),
- внутрішньопорожнинний (світловод знаходиться всередині природної порожнини – внутрішньопорожнинне опромінення вентрикулярного або спинномозкового ліквору).

Проаналізувавши, вище викладене можна зробити висновок:

1. Найбільш перспективним напрямом в розвитку лазерних терапевтичних апаратів – є розробка систем зворотного зв'язку на основі виміру потужності лазерного випромінювання.

2. На основі аналізу джерел виникла необхідність провести дослідження залежності затухання потужності лазерного випромінювання в біологічних тканинах від типу біологічної тканини.

Розділ II. ВЗАЄМОДІЯ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІОЛОГІЧНИМИ ТКАНИНАМИ

3.1. Оптичні характеристики біотканин на прикладі шкірної тканини

Шкіра людини є яскравим прикладом багатокомпонентного каламутного біологічного середовища і досить складна для опису при побудові моделей. Оптичні характеристики такого складного середовища в цілому залежать від безлічі факторів. Для коректної побудови моделі шкіри і опису її оптичних властивостей необхідно мати певне уявлення про біологічні особливості будови шкіри.

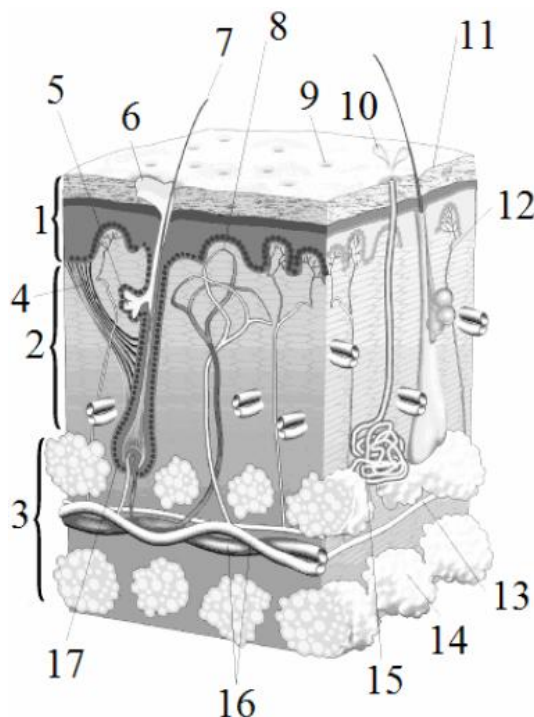


Рис. 2.1 Біологічна будова шкіри людини: 1 - епідерміс, 2 - дерма, 3 - підшкірна жирова клітковина, 4 - м'яз, що піднімає волосся, 5 - сальна заліза, 6 - жировий секрет, 7 - волосся, 8 - капіляри, 9 - пора, 10 - піт, 11 - кератин (роговий шар), 12 - нервові закінчення, 13 - нерв, 14 - жирова долька, 15 - потова залоза, 16 - кровоносні судини, 17 - волоссяний мішечок.

Товщина шкірного покриву залежить від частини тіла, змінюючись від 1 до 4 мм [29]. У шкірі виділяють три частини (рис. 2.1). Верхня частина - епідерміс - являє собою багатошаровий епітелій, зовнішній шар якого - роговий шар - постійно

злущується. Товщина епідермісу різна - від $0,02 \div 0,05$ мм на шиї і обличчі до $0,5 \div 2,4$ мм на долонях і підшвах [29]. Нижній шар епідермісу - базальний, лежить на базальній мембрані, що розділяє епідерміс і дерму. В базальному шарі знаходяться клітини - меланоцити, які виробляють пігмент меланін. Незалежно від типу раси в шкірі кожної людини знаходиться однакова кількість меланоцитів, але кількість меланіну, яке ці клітини виробляють, по-різному.

Функція меланіну - захист шкіри від шкідливого впливу сонячних променів: чим темніше шкіра, тим краще вона захищена від сонячного опіку.

Справжня або внутрішня шкіра - дерма - складається з багатої волокнами і відносно бідної клітинами сполучної тканини, що є опорою для придатків шкіри (волосся, нігтів, потових і сальних залоз) судин і нервів. Волосся і протоки від залоз проходять через епідерміс до поверхні шкіри. Товщина дерми варіюється від 0,5 мм до 5 мм. На передпліччі вона не перевищує 1 мм (у жінок) і 1,5 мм (у чоловіків), а в деяких місцях досягає 2,5 мм (шкіра спини у чоловіків) [29]. У дермі виділяють два шари: прилегла до епідермісу сосочковий і сітчастий (ретикулярний). У сосочковом шарі містяться різні волокна, які надають шкірі міцність і пружність, а також численні кровоносні і лімфатичні судини, нервові сплетення і закінчення нервових волокон. Сітчастий шар розташовується під сосочковим шаром. У ньому залягають потові і сальні залози, волосяні сумки. Протоки сальних залоз відкриваються в волосяні сумки. Волокнисті структури дерми складаються з колагенових, еластичних і ретикулярних волокон. Проміжки між волокнами, придатками шкіри та іншими структурними утвореннями займає так звана основна речовина - аморфна субстанція.

Підшкірна жирова клітковина (гіподерми) складається з дірчастої мережі колагенових, еластичних і ретикулярних волокон, в петлях яких розташовані часточки жирової тканини - скупчення великих жирових клітин. Підшкірний шар пронизаний мережею нервів і кровоносних судин, які підтримують і живлять дерму і епідерміс. Товщина цього шару різна і залежить від способу життя людини, харчування, обміну речовин.

Від кількості меланіну, виробленого меланоцитами, залежить колір шкіри і її чутливість до впливу світла. Колір і чутливість до світлового впливу визначають тип шкіри людини. Розрізняють 6 типів, відповідно до класифікації Томаса Фіцпатріка [30]:

Тип I: Східно-європейський. Дуже світла шкіра, мало меланіну, світле волосся, блакитні або зелені очі. Ніколи не загоряє, завжди обгорає.

Тип II: Східно-європейський або скандинавський. Шкіра світла, волосся від світло-рудого до світло-русявих, зелені або карі очі. Рідко загоряє, зазвичай обгорає.

Тип III: середньоземноморський. Шкіра не біла, але і не смаглява, волосся каштанове, очі карі. Часто загоряє, іноді обгорає.

Тип IV: Азіатський. Більш сильна пігментація, хороша переносимість сонячного опромінення. Шкіра смаглява, волосся чорне, очі чорні.

Тип V: небілих. Світло-чорний колір шкіри, чорне волосся, чорні очі. Ніколи не обгорає.

Тип VI: Чорний. Дуже темний колір шкіри, чорне волосся, чорні очі. Ніколи не обгорає.

На колір шкіри також впливають такі фактори, як кров у кровоносних судинах шкіри і природний жовтуватий відтінок тканини шкіри.

Постачання шкіри кров'ю в нормі здійснюється наступним чином. Всі вени в організмі людини локалізуються або поверхнево, в підшкірній клітковині, або в глибині анатомічних областей по ходу артерій, супроводжуваних зазвичай парами вен. Поверхневі вени завдяки множинним сполученням утворюють венозні сплетення, які в нормі містять основну частину обсягу розміщеної в шкірі крові [31]. Артерії, вступивши в дерму з підшкірної клітковини, все більш розгалужуючись, утворюють глибоку і поверхневу (підсосочкову) паралельні мережі. Від підсосочкової мережі відходять термінальні артеріоли, по одній на кілька сосочків. У кожному сосочку є капіляр у вигляді шпилькоподібної петлі, піднімається до вершини сосочка артеріальним коліном і переходить в більш товсте венозне коліно. З капілярних петель кров збирається в поверхневу венозну мережу і далі в

розташовані один за одним все більш збільшуючись три венозні мережі. Найбільш глибока з них лежить в підшкірній клітковині.

Біологічні тканини, такі як шкіра, є оптично неоднорідними поглинаючим середовищами із середнім показником заломлення, більшим, ніж у повітря, тому на кордоні розділу біооб'єкт - повітря частина випромінювання відбивається (Френелевське відбиття), а інша частина проникає в біотканини [30].

Крім поглинання, шкіра характеризується значним світлорозсіюванням, тобто є сильно розсіюючим каламутним середовищем, так як складається з великого числа випадково розподілених в об'ємі розсіюючих центрів. Ступінь розсіювання залежить від довжини хвилі випромінювання і оптичних властивостей біотканини. Розсіювання світла середовищами, що складаються з великої кількості частинок, істотно відрізняється від розсіювання світла окремими частинками.

За рахунок багаторазового розсіювання і поглинання лазерний пучок розширюється і загасає при поширенні в шкірі. Об'ємне розсіювання є причиною поширення значної частки випромінювання в зворотному напрямку (зворотне розсіювання). Клітинні мембрани, ядра і органели є основними розсіювачами для багатьох біологічних тканин. Поглинений світло перетвориться в тепло, перевипромінює у вигляді флуоресценції або фосфоресценції, а також витрачається на фотобіохімічні реакції.

Спектр поглинання визначається типом домінуючих поглинаючих центрів і вмістом води в біотканині. Характер фотовпливу лазерного випромінювання на біологічну тканину визначається її складом і коефіцієнтом поглинання на довжинах хвиль опромінення. В УФ та ІЧ ($\lambda > 2$ мкм) областях спектра переважає поглинання, тому внесок розсіювання порівняно малий, і світло неглибоко проникає в біотканини, всього на один або кілька клітинних шарів (рис. 2.2а). У короткохвильової видимій області спектра глибина проникнення світла для типової біотканини становить 0,5-2,5 мм. В цьому випадку істотну роль відіграють як поглинання, так і розсіювання, яке переважає у відбитому від шкіри випромінюванні (відбивається приблизно від 15 до 50% падаючого пучка) (рис. 2.2б). На довжинах

хвиль від 600 до 1500 нм розсіювання превалює над поглинанням, і глибина проникнення збільшується до 8-10 мм (рис. 2.2в).

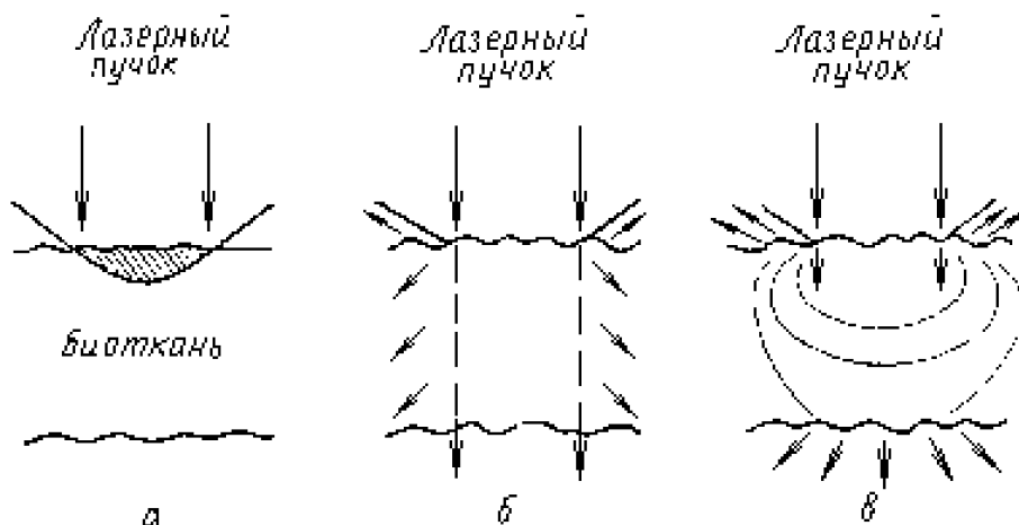


Рис. 2.2 Поглинання і розсіювання світла біологічними тканинами [32]

Сильне розсіювання обумовлене сумірністю довжини хвилі випромінювання з розмірами клітин і окремих їх елементів. У міру того як світло проникає через шкіру, колімірована структура пучка повністю замінюється на дифузну, зворотне розсіювання зростає, і інтенсивність відбитого від шкіри світла досягає 35-70% від інтенсивності падаючого пучка. Залежно від типу біологічної тканини і довжини хвилі, коефіцієнт відображення може змінюватися в дуже широких межах.

Таким чином, оптичні властивості біологічної тканини визначаються її структурою і станом: **фізіологічним станом, рівнем гідратації, гомогенністю, видовою варіантністю, характером вимірювань in-vivo - in-vitro** та ін. Ослаблення лазерного пучка в біологічній тканині проходить по експоненціальному закону. Інтенсивність колімованого випромінювання оцінюється за законом Бугера-Бера:

$$I(z) = (1 - R) \cdot I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \quad (2.1)$$

Середня довжина вільного пробігу одноразово розсіяного фотона в біологічній тканині визначається, як $l_{ph} = \mu_t^{-1}$.

Ще одним з важливих оптичних параметрів тканини є **оптична глибина проникнення δ** [м]. Вона означає глибину тканини, на якій інтенсивність дифузно розсіяного світла зменшується в порівнянні із значенням інтенсивності падаючого випромінювання в e раз. Іншими словами, інтенсивність світла в тканини $I(x)$ зменшується експоненціально зі збільшенням відстані x від джерела:

$$I(x) = \text{Const} \cdot e^{-\frac{x}{\delta}} \quad (2.2)$$

$$\text{де } \delta = \frac{1}{\sqrt{3 \cdot \mu_a \cdot (\mu_a + \mu'_s)}} \quad (2.3)$$

Суттєве значення величини анізотропії розсіяння біологічних тканин і багаторазове розсіювання приводять до відхилення від закону Бугера-Бера.

В описі ефектів, що відбуваються в тканинах під впливом випромінювання, поглинання води відіграє важливу роль, так як вона є головною складовою більшості тканин. Людський організм на 55-65% складається з води. Вода є основним середовищем, в якій протікають численні хімічні реакції і фізико-хімічні процеси (асиміляція, дисиміляція, осмос, дифузія, транспорт та інші), що лежать в основі життя. Організм суворо регулює вміст води в кожному органі і кожній тканині. Сталість внутрішнього середовища організму, в тому числі і певний зміст води, - одне з головних умов нормальної життєдіяльності. Спектр поглинання води представлений на рис. 2.3 [33].

Показник заломлення, n , і коефіцієнт екстинкції, k , води також мають сильну залежність від довжини хвилі. Крім того, вони залежать один від одного. Наприклад, вимірявши якимось чином залежність коефіцієнта екстинкції води можна знайти показник заломлення для різних довжин хвиль за допомогою наступного виразу:

$$n(\lambda_0) = 1 + \frac{2\lambda_0^2}{\pi} \int_0^{\infty} \frac{k(\lambda)d\lambda}{\lambda(\lambda_0^2 - \lambda^2)} \quad (2.4)$$

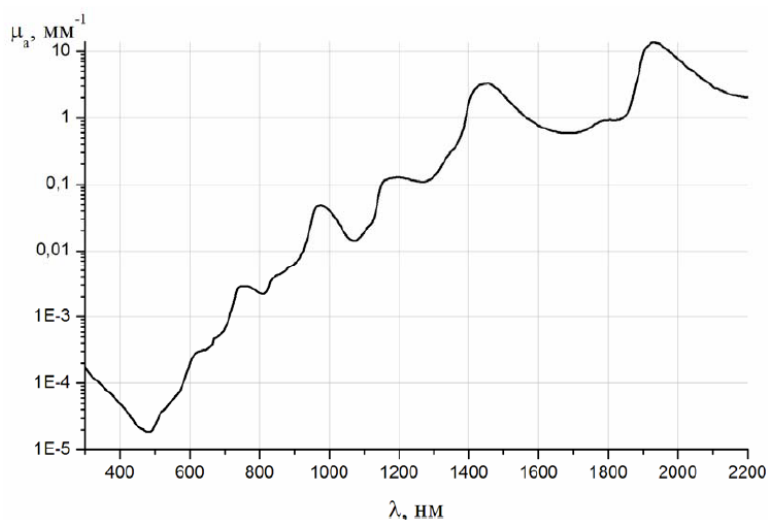


Рис. 2.3 Спектр поглинання води[33]

У різних роботах, присвячених оптичним характеристикам води, наводяться значення, що належать до різних спектральним діапазонах. Об'єднавши всі наявні дані, можна отримати значення показника заломлення і коефіцієнта екстинкції для досить широкого діапазону значень довжин хвиль - від 200 нм до 200 мкм (рис. 2.4, 2.5) [34].

В УФ, видимому і БИК - діапазонах довжин хвиль коефіцієнт поглинання води дуже малий. У цих областях поглинання тканини визначається спектрами поглинання пігментів, зокрема для шкіри - спектрами поглинання меланіну і крові (гемоглобіну і оксигемоглобіну).

Поглинання меланіну є найважливішою складовою повного поглинання епідермісу і рогового шару. Спектр поглинання меланіну, що міститься в епідермісі шкіри людини представлений на рис. 2.6 [34].

Для розрахунків інтерес представляє величина оптичної щільності (OD) епідермісу, яка є результатом наступного добутку:

$$OD = \mu_{mal} \cdot h_e \quad (2.5)$$

де μ_{mal} - коефіцієнт поглинання меланіну, h_e - товщина шару епідермісу.

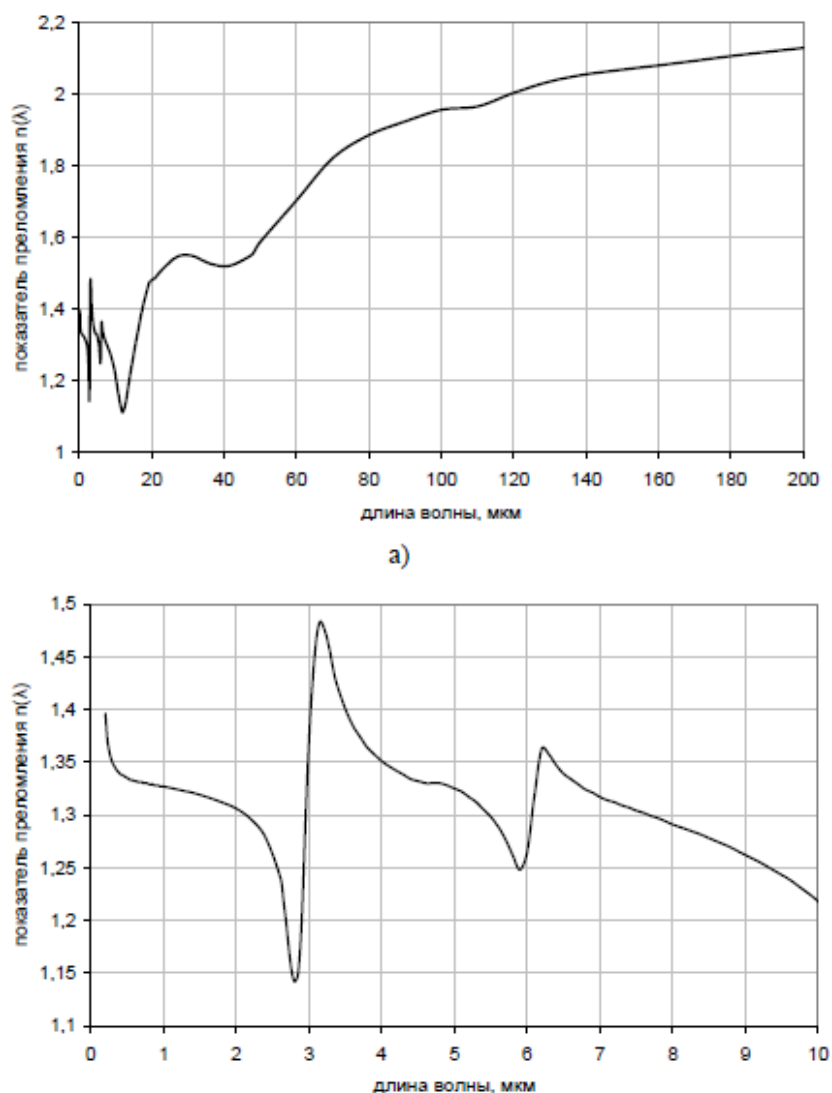


Рис. 2.4 Залежність показника заломлення води від довжини хвилі; а) - в діапазоні довжин хвиль від 0,2 до 200 мкм, б) - в діапазоні довжин хвиль від 0,2 до 10 мкм

Оптична щільність залежить від кількості меланіну в базальному шарі, що в свою чергу, залежить від багатьох факторів, основним з яких є тип шкіри. Залежно від нього, процентний вміст меланіну в базальному шарі епідермісу шкіри людини може змінюватися від 1,5% до 43%. Тому оптична щільність епідермісу має сильну залежність від типу шкіри людини. Наприклад, для типу шкіри 2 оптична щільність епідермісу на довжині хвилі $\lambda_0 = 700$ нм дорівнює 0,035, а для шостого типу шкіри для даної довжини хвилі оптична щільність епідермісу дорівнює 0,33 [34].

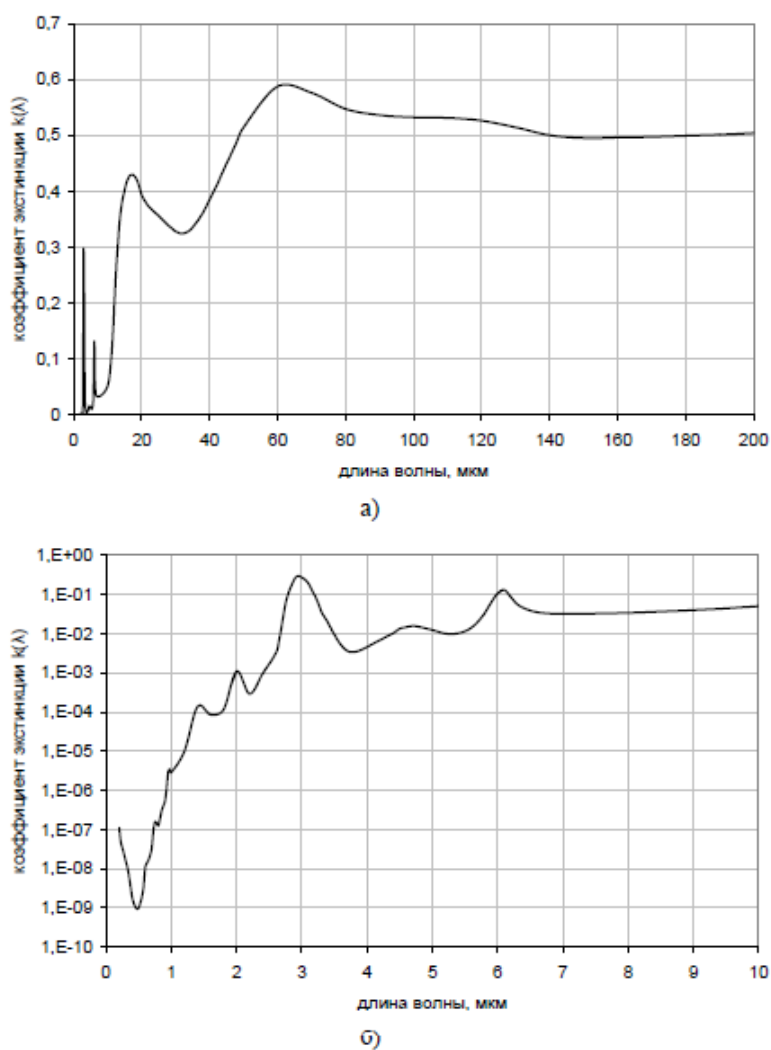


Рис. 2.5 Залежність коефіцієнта екстинкції води від довжини хвилі; а) - в діапазоні довжин хвиль від 0,2 до 200 мкм, б) - в діапазоні довжин хвиль від 0,2 до 10 мкм

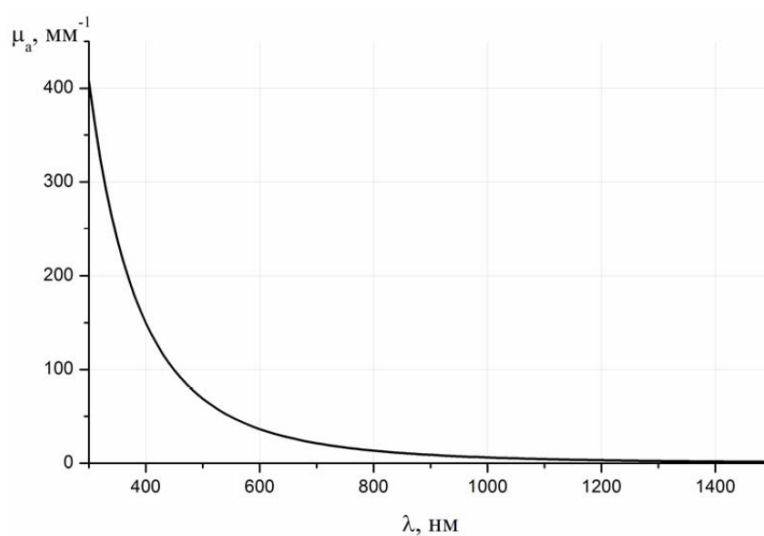


Рис. 2.6 Спектр поглинання меланіну [34]

Дерма істотно відрізняється від епідермісу і за складом і за структурою. Коефіцієнт розсіювання дерми сильніше в більш коротких довжинах хвиль. Розсіювання грає головну роль у визначенні глибини проникнення випромінювання різних довжин хвиль в дермі. Тому більш довгі хвилі проникають глибше, ніж короткі. Це пов'язано з наявністю меланіну, який більше поглинає короткі довжини хвиль, ніж довгі. За даними [36] для зразка, що складається з епідермісу і дермиса, глибина проникнення складає $0,15 \div 0,2$ мм (для довжини хвилі 632,8 нм), $0,21-0,4$ мм (для довжини хвилі 675 нм) .

Як приклад впливу вмісту меланіну в шкірі можна розглянути відображення від шкіри людини європейського типу і афроамериканця (рис. 2.7).

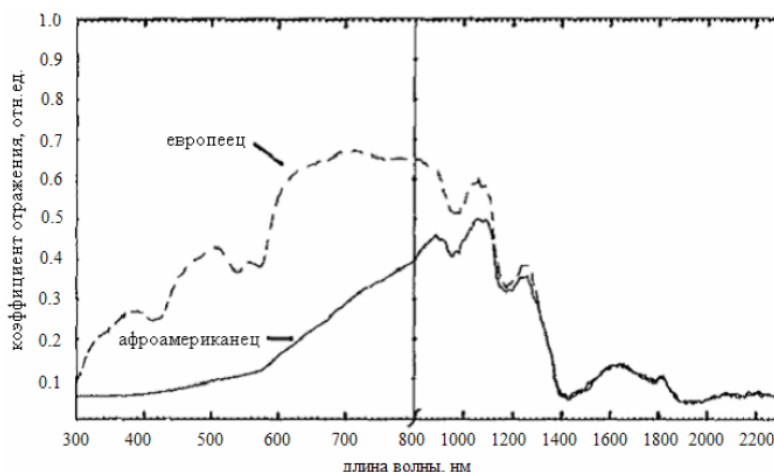


Рис.2.7 Коефіцієнт відбиття шкіри європейця і афроамериканця [35]

На рис. 2.8 представлений спектр відбиття людської шкіри *in vivo*, отриманий на молодому білому чоловікові [37]. Стрілочками позначені основні лінії поглинання. При довжинах хвиль більше ніж 320 нм, мінімум очікується внаслідок поглинання гемоглобіну і води. Видно слабкий ознака смуги поглинання в області $340 \div 350$ нм. Імовірно це смуга поглинання гемоглобіну.

Біологічні тканини є сильно розсіюючими об'єктами, поширення світла через які може вважатися дифузним процесом [38]. Важлива властивість розсіюючої тканини - анізотропія, яка визначається величиною, званої фактором анізотропії g - середній косинус кута розсіювання.

Для більшості непрозорих біологічних тканин значення фактора анізотропії знаходиться в діапазоні $(0,7 \div 0,95)$. Залежність фактора анізотропії шкіри (як дерми, так і епідермісу) від довжини хвилі може бути описана наступним емпіричним співвідношенням [37]:

$$g(\lambda) = 0.7645 + 0.2355 \cdot \left[1 - \exp\left(\frac{\lambda - 500_{\text{нм}}}{729,1_{\text{нм}}}\right) \right] \quad (2.6)$$

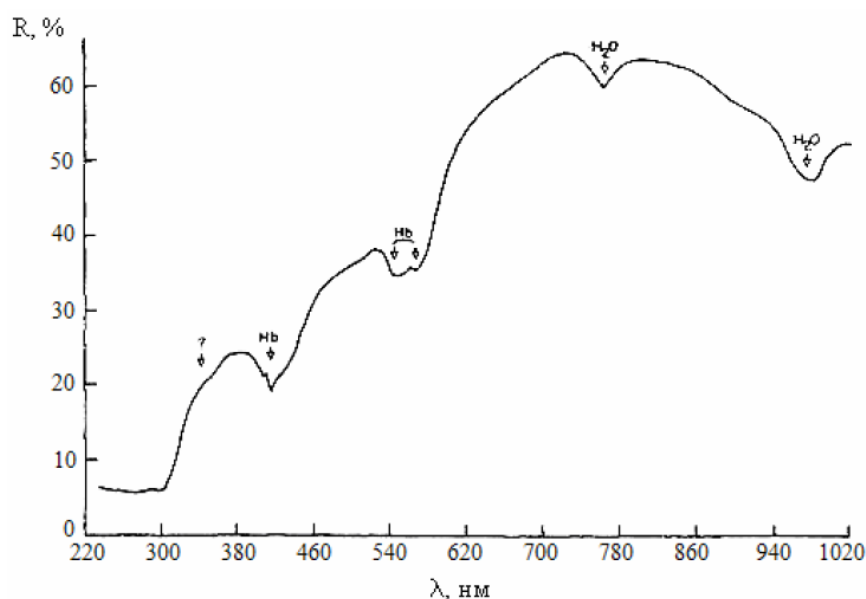


Рис. 2.8 Коефіцієнт відбиття шкіри передпліччя світлого молодого білого чоловіка [37]

Коефіцієнти розсіювання епідермісу і дерми розрізняються між собою, але ці відмінності незначні.

У першому наближенні вважаємо, що коефіцієнти розсіювання епідермісу і дерми однакові і рівні 10 см^{-1} для $\lambda_0 = 700 \text{ нм}$. Залежність коефіцієнта розсіювання шкіри від довжини хвилі може бути описана наступним виразом:

$$\mu_s(\lambda) = \mu_s(\lambda_0) \cdot \left(\frac{\lambda}{700_{\text{нм}}} \right)^{-3/2} \quad (2.7)$$

На рис. 2.9 наведені коефіцієнти розсіювання і поглинання шкіри людини. Видно, що розсіювання шкіри помітно зростає для більш коротких довжин хвиль. Коефіцієнт поглинання значно менше коефіцієнта розсіювання в області коротких довжин хвиль, але має піки в області смуг поглинання води. Розсіювання грає

головну роль у визначенні глибини проникнення випромінювання з довжинами хвиль з діапазону 300-1200 нм в шкіру, для випромінювання з більшою довжиною хвилі глибину проникнення визначає поглинання [39].

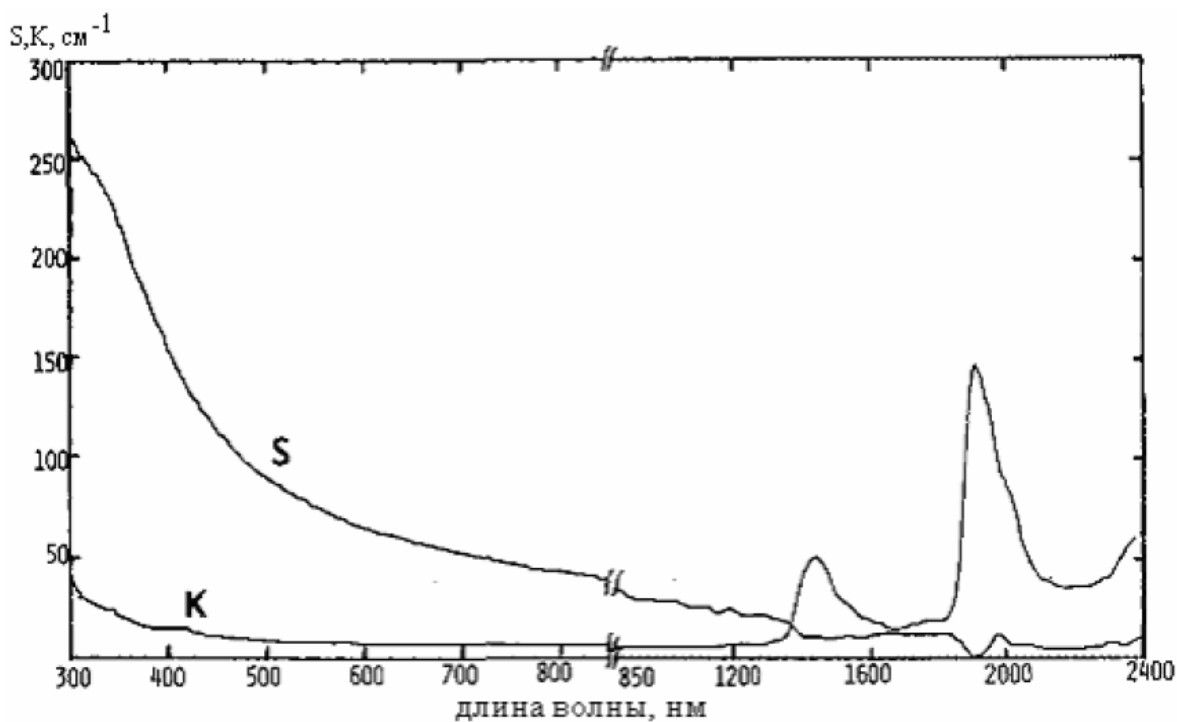


Рис. 2.9 Коефіцієнти розсіювання (S) і поглинання (K) для людської шкіри в штучних умовах [39]

У таблиці 2.1 наведені деякі оптичні коефіцієнти рогового шару, епідермісу і дерми для людини *in vitro* на різних довжинах хвиль.

Кров - одна з найбільш важливих біологічних рідин. На її частку припадає приблизно $6 \div 8\%$ загальної ваги тіла, що відповідає у дорослої людини $4 \div 6$ л. Кров складається з рідкої частини - плазми (становить 57% усього обсягу крові) і зважених в ній клітинних (ферментних) елементів (47%) [40]. Плазма складається на $90 \div 91\%$ з води, $6,5 \div 8,0\%$ складають білкових молекул, інші 2% припадають на низькомолекулярні речовини. Розрізняють червоні і білі кров'яні тільца (клітини) - еритроцити і лейкоцити. Крім того, в крові містяться кров'яні пластинки - тромбоцити. 99% кров'яних тілець складають еритроцити, і 1% - лейкоцити і тромбоцити.

Еритроцити мають форму двоввігнутий диска діаметром близько 7 мкм і товщиною, що змінюється від 1 мкм в центрі до 2 мкм по краях. Клітина містить молекули гемоглобіну (Hb), які, легко приєднуючи кисень, перетворюються в молекули оксигемоглобіну (HbO₂). Відповідно, розрізняють венозну і артеріальну кров. Об'ємний відсоток еритроцитів в цільній крові носить назву гематокрит [42].

Таблиця 2.1 Оптичні характеристики шкіри людини in vitro [39]

Тканина	λ , нм	μ_t , см ⁻¹	μ_a , см ⁻¹	μ_s , см ⁻¹	$\mu_s(1-g)$, см ⁻¹	g
Роговий шар	193	—	6000	—	—	—
	250	—	1150	2600	260	0,9
	308	—	600	2400	240	0,9
	337	—	330	2300	230	0,9
	351	—	300	2200	220	0,9
	400	—	230	2000	200	0,9
Епідерміс	250	—	1000	2000	313	0,69
	308	—	300	1400	407	0,71
	337	—	120	1200	338	0,72
	351	—	100	1100	306	0,72
	415	—	66	800	206	0,74
	488	—	50	600	143	0,76
	514	—	44	600	139	0,77
	585	—	36	470	99	0,79
	633	—	35	450	88	0,8
	800	—	40	420	62	0,85
Дерма	250	—	26	833	257	0,69
	308	—	8,7	583	170	0,71
	337	—	6,1	500	141	0,72
	351	—	5,2	458	127	0,72
	415	—	3,5	320	82	0,74
	488	—	2,6	250	60	0,76
	514	—	2,2	250	58	0,77
	585	—	2,2	196	41	0,79
	633	—	2,0	187,5	37	0,8
	800	—	1,7	175	30	0,85
	630	243	1,8	—	—	—
	633	190	2,7	187	35,5	0,81
	635	—	1,8	244	—	—

У нормі у дорослого чоловіка гематокрит дорівнює $44 \div 46$ об.%, А у жінки - $41 \div 43$ об.%. Найважливішим параметром є також насичення крові киснем (OS), яке визначається як відношення оксигемоглобіну до загального гемоглобіну.

З вищесказаного, поглинання крові визначається в основному поглинанням води, гемоглобіну і оксигемоглобіну. Спектри поглинання даних пігментів представлені на рис. 2.10 [42]. Спостерігається сильна смуга поглинання з центром в області близько 414,5 нм і більш слабкі піки поглинання в області 550 нм. У порівнянні з гемоглобіном оксигемоглобін менше поглинає в червоній області спектра. При довжинах хвиль 548, 568, 587 і 805 нм величини поглинання Hb і HbO₂ рівні. Ці довжини хвиль називаються ізобестичними точками.

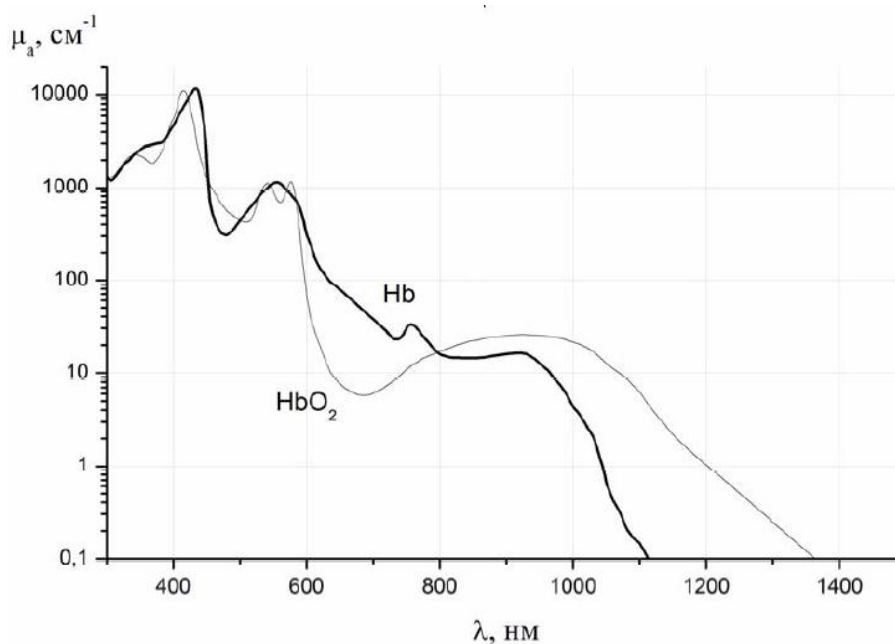


Рис. 2.10 Спектри поглинання гемоглобіну (Hb) і оксигемоглобіну (HbO₂) [42]

Відзначено, що цільна кров, в якій гемоглобін знаходиться в еритроцитах, в загальному поглинає більше, ніж гемолізована кров. Зростання поглинання пов'язано з ефектом розсіювання на еритроцитах.

На рис. 2.11а показана отримана в експериментах залежність від кута розсіювання θ відносної інтенсивності світла, розсіяного вперед ізольованими еритроцитами. Виступ на кривій близько 8° належить вторинному дифракційному максимуму. Отримано також дані по розсіюванню цільній крові (рис. 21б).

При низькому гематокрит H (об'ємний відсоток еритроцитів в цільній крові) пропущений світло являє собою дуже вузький пучок; це вказує на слабе розсіювання. При зростанні гематокриту пучок пропущеного світла розширюється, тобто зростає розсіювання. При $\theta = 0^\circ$ інтенсивність зменшується з ростом H через зростання поглинання і розсіяння.

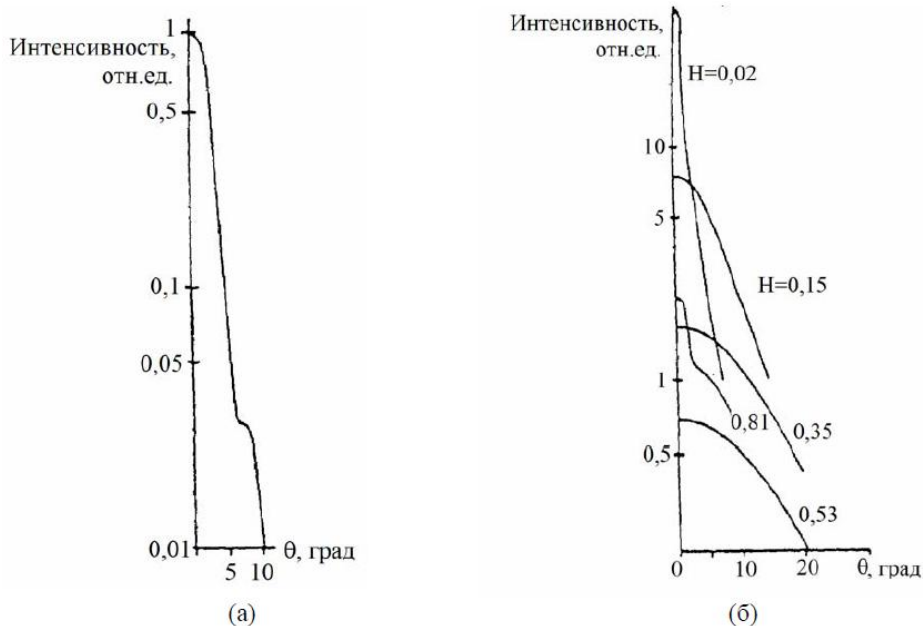


Рис. 2.11 Залежність інтенсивності розсіювання вперед на еритроцитах від кута розсіювання θ : а - ізольовані еритроцити, б - цільна кров з різними значеннями гематокриту, товщина зразка $d = 75$ мкм, $\lambda = 0,8$ мкм [30]

На кривій при високому гематокрит $H = 0,81$ чітко проявляється нерозсіяний вузький пучок на вершині більш широкого розсіяного пучка, обумовлений зростаючим пропусканням. Це зростання пропускання пов'язаний зі зниженням розсіювання, тому що поглинання має обов'язково зростати. Розсіювання при низьких значеннях гематокриту відбувається в основному на еритроцитах. Підвищення гематокриту означає зростання кількості еритроцитів і зростання розсіювання.

При більш високих значеннях гематокриту $H > 0.5$ еритроцити злипаються разом, утворюючи гомогенну масу поглинаючого гемоглобіну, і розсіяння відбувається на плазмових порожнинах, розташованих між масами червоних кров'яних тілець. З ростом гематокриту зменшуються плазмові порожнини, що призводить до спостережуваного зменшення розсіювання при великих H .

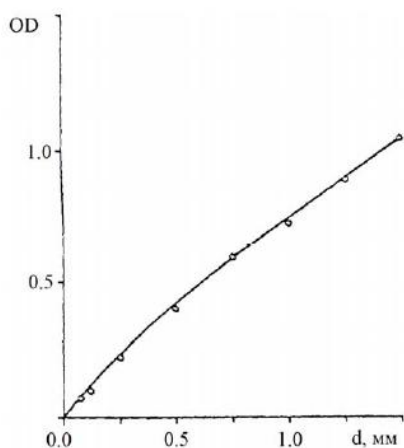


Рис. 2.12 Залежність оптичної щільності крові від товщини шару d . $\lambda = 0,80$ мкм, $H = 0,35$.

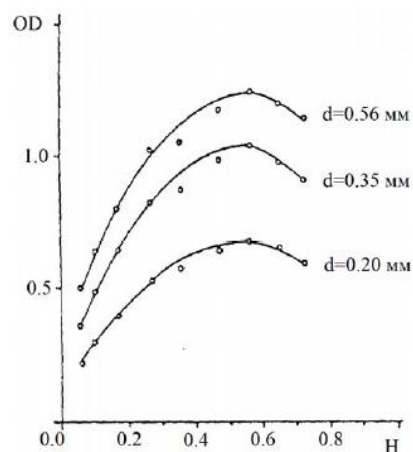


Рис. 2.13 Залежність оптичної щільності крові при $\lambda = 0,80$ мкм від гематокриту при різних товщині d зразка.

Є дані по вимірюванню коефіцієнтів пропускання T і відбиття R тонкими шарами цільної крові. На рис. 2.12 представлена залежність оптичної щільності $OD = \lg\left(\frac{1}{T}\right)$ від товщини зразка d при $\lambda = 0,8$ мкм. Пряма лінія, як це слід за законом Ламберта-Бера, не здобуто. Викривлення лінії пов'язане з ефектами розсіювання. На рис. 2.13 видно збільшення і подальше зменшення оптичної щільності в залежності від величини H при різних d .

Схожі результати для відбиття зразками різної товщини представлені на рис. 2.14 [42]. Подібна поведінка оптичної щільності і відбиття в залежності від величини гематокриту пов'язано з розсіюванням на еритроцитах.

Для шкіри в цілому поглинання випромінювання кров'ю грає величезну роль. У шкірі проходять судини, наповнені кров'ю. Процентний вміст крові різний для різних людей. Це обумовлено і кількістю судин і їх розмірами. Зазвичай вважається, що середнє об'ємний вміст крові в шкірі дорівнює 0,2%. Однак більша частина крові зосереджена в поверхневому сплетінні судин на глибині 100-300 мкм, де об'ємний вміст крові в тканини становить приблизно 2-5% [38].

Чим більше вміст крові в дермі, тим більше поглинання нею випромінювання на довжинах хвиль, відповідних поглинанню крові. Тому при розрахунку

оптимальних параметрів випромінювання слід враховувати і вміст крові в дермі, і діаметр судин.

Згідно [43], оптичні властивості цільної крові в залежності від довжини хвилі випромінювання, можуть бути представлені за допомогою таких виразів:

$$\mu_a^{blood}(\lambda) = p^{Oxy} \mu_a^{HbO_2}(\lambda) + (1 - p^{Oxy}) \mu_a^{Hb}(\lambda), \quad (2.8)$$

$$\mu_a^{blood}(\lambda) = 440.72H(1-H)(1.4-H)\left(\frac{685}{\lambda}\right), \quad (2.9)$$

$$g^{blood}(\lambda) = 0.995 \quad (2.10)$$

де λ - довжина хвилі в нм, $\mu_a^{blood}(\lambda)$, $\mu_s^{blood}(\lambda)$ - коефіцієнти поглинання і розсіювання, відповідно, p^{Oxy} - ступінь насичення крові киснем (наприклад, $p^{Oxy} = 0,8$ означає, що в крові міститься 80% HbO_2 і 20% Hb), $\mu_a^{Hb}(\lambda)$ і $\mu_s^{HbO_2}(\lambda)$ - коефіцієнти поглинання, відповідно, гемоглобіну і оксигемоглобіну, H - гематокрит, $g^{blood}(\lambda)$ - фактор анізотропії.

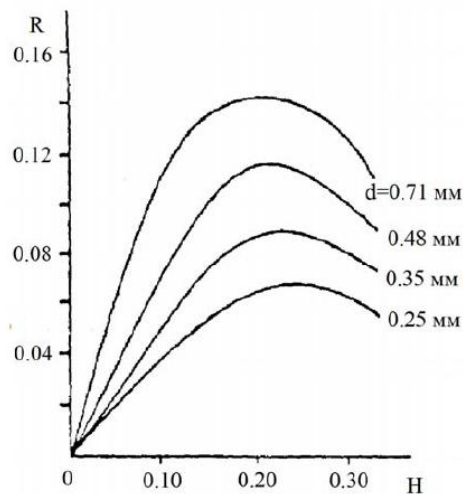


Рис. 2.14 Залежність коефіцієнта відбиття повністю окисленої крові від гематокриту при різних товщині d зразка; $\lambda = 0,63\text{мкм}$.

Оптичний коефіцієнт поглинання дерми в залежності від вмісту крові можна визначити наступним чином [38]:

$$\mu_{aD}(\lambda) = f_{blood} \cdot \mu_{ab}(\lambda) + (1 - f_{blood}) \mu_{background} \quad (2.11)$$

где f_{blood} - об'ємний вміст крові в дермі, $\mu_{bloodbackground}$ - коефіцієнт поглинання дерми у відсутності хромофоров, см^{-1} :

$$\mu_{background} = 0.244 + 85.3 \cdot \exp\left(\frac{\lambda - 154 \text{ нм}}{66,2}\right) \quad (2.12)$$

Спектр поглинання дерми для величини об'ємного вмісту крові в дермі, що дорівнює 0,5% представлений на рис. 2.15.

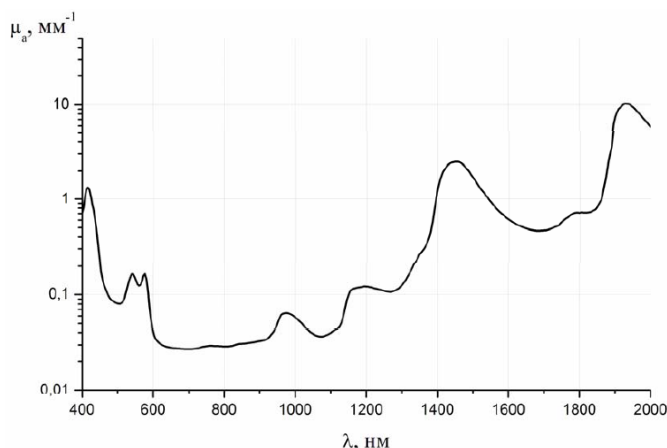


Рис. 2.15 Спектр поглинання дерми ($f_{blood}=0,5\%$)

Жирова тканина, з точки зору оптичних властивостей, являє собою неоднорідне середовище, здатне поглинати і розсіювати світло. Розсіюючими об'єктами в жирі можуть бути клітинні мембрани, ядра, мітохондрії, кристалічні клітини та ін. Деякі з цих структур, наприклад, мембрани і ядра зустрічаються і в рідкій фазі. При освітленні жирової тканини світлом видимого діапазону частинки, що розсіюють світло поступово зменшують його спрямованість (колімування). Поширення світла через сильно розсіюючу біологічну тканину, до якої можна віднести жирову тканину, може вважатися дифузним процесом.

Оскільки даних по оптичних параметрах жирової тканини шкіри людини вкрай мало, розглянемо тут жирову тканину також кролика і свині для порівняння і повноти картини.

Таблиця 2.2 Значення показника заломлення тканин людини [45]

Тип жирової тканина	λ , нм	n
Жирова тканина шкіри людини	456 – 1064	1,44
Жирова тканина очередини людини	456 – 1064	1,46

З усіх сильно розсіюючих біологічних тканин жирова клітковина має найбільше значення середнього показника заломлення $n = 1,455$ (на довжині хвилі 633 нм) [44]. В діапазоні довжин хвиль від 456 нм до 1064 нм показник заломлення

жирової тканини шкіри людини становить величину порядку 1,44, а очередини людини - 1,46. Значення показника заломлення жирової тканини людини [45], виміряні на окремих довжинах хвиль, представлені в табл. 2.2.

Показник заломлення гліцеридів визначається складом і, певною мірою, структурою їх жирних кислот [46]. У табл. 2.3 представлені дані показника заломлення деяких однокислотних тригліцеридів насичених жирних кислот. Показник заломлення збільшується в міру збільшення молекулярної маси тригліцеридів.

Таблиця 2.3 Значення показника заломлення деяких однокислотних тригліцеридів насичених жирних кислот [46].

Тип однокислотних тригліцеридів	$\rho, \left[\frac{\text{кг}}{\text{м}^3}\right]$	n
Триміристин	884,8	1,443 (при $T=60^\circ \text{C}$)
Трипальмитин	865,7	1,438 (при $T=80^\circ \text{C}$)
Тристеарин	862,1	1,440 (при $T=80^\circ \text{C}$)

Виміряні in vivo значення повного коефіцієнта відбиття (дзеркальний і дифузний компоненти) жирової тканини кролика і експериментальні значення глибини проникнення світла для жирової тканини людини, що прилягає до аорті, на окремих довжинах хвиль представлені в табл. 2.4 і табл. 2.5 відповідно [32].

Таблиця 2.4 Виміряні in vivo значення повного коефіцієнта відбиття жировій тканині кролика [32]

Тип тканини	$\lambda, \text{нм}$		
	488,515	665	1064
Жирова клітковина кролика	18%	30%	25%

Таблиця 2.5 Глибина проникнення світла в жирову тканину людини (експериментальні значення) [32]

$\lambda, \text{нм}$	$l, \text{мм}$
515	0,7
633	1,8

В жировій тканині світло розсіюється не тільки на жирових клітинах, але, в основному, на клітинних органелах - мітохондріях і на ліпідних вакуолях, які становлять приблизно 0,5-1 мкм в діаметрі. Ці частинки розташовані в тканині впритул один до одного. Результати *in vitro* вимірювань оптичних параметрів жирової тканини представлені в табл. 2.6 [32].

Таблиця 2.6 Оптичні характеристики жирової тканини [32]

Жирова тканина	λ , нм	μ_t , см^{-1}	μ_a , см^{-1}	μ_s , см^{-1}	g
Шкіри людини	1064	—	2,6	29	0,91
	456-1064	—	—	—	—
очеревини людини	1064	—	3,0	37	0,91
	456-1064	—	—	—	—
Свині	630	376±69	0,1	—	0,77
	789	—	0,06	—	—

В роботах [47,48] наведено коефіцієнт розсіювання жирової тканини свині, рівний 67.0 см^{-1} , а також фактор анізотропії, $g = 0.77$.

Таким чином на основі огляду літературних джерел встановлено, що найважливішими оптичними характеристиками біологічної тканини є поглинання та розсіяння світла. Характер впливу лазерного випромінювання на біологічну тканину визначається її складом і коефіцієнтом поглинання на довжинах хвиль опромінення. Оптичні властивості біологічної тканини визначаються її структурою і станом: фізіологічним станом, рівнем гідратації, гомогенність, видовою варіантністю, характером вимірювань *in-vivo* - *in-vitro*

3.2. Теплофізичні характеристики шарів шкіри

На відміну від оптичних, теплофізичні властивості багатьох біологічних об'єктів в літературі розглянуті досить широко, однак це в основному стосується різних їстівних продуктів таких як м'ясо, печінка і т.п. Для таких біотканин, як, наприклад, шкіра людини, теплофізичні характеристики в літературі представлені в мізерній кількості. У багатьох випадках їх вважають приблизно рівними властивостями води, оскільки багато біотканин містять велику її кількість. Дійсно, з точки зору теплофізики саме вода буде визначальним фактором для знаходження параметрів тканин. Всі теплофізичні коефіцієнти для води добре відомі, широко

розглянуті в літературі і наведені в довідкових виданнях. Нас будуть цікавити в першу чергу щільність, ρ , $\left[\frac{\text{кг}}{\text{м}^3}\right]$, питома теплоємність, c , $\left[\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}}\right]$, і коефіцієнт теплопровідності, κ , $\left[\frac{\text{Вт}}{\text{м} \cdot \text{К}}\right]$. Деякі з них наведені в табл. 2.7. Фізичні властивості води мають залежність від температури, але не дуже сильну.

В межах температур $30 \div 80^\circ\text{C}$ (найбільш актуальні температури для опису взаємодії лазерного випромінювання з біотканинами) щільність води змінюється приблизно на 2,5%, питома теплоємність - на 0,5%. Найбільшу залежність від температури показує коефіцієнт теплопровідності, він змінюється приблизно на 8,5% для зазначених температур. Найбільш важливим параметром є питома теплоємність, і тут вода має деякі особливості. По-перше, вода - єдина речовина на Землі (крім ртуті), для якого залежність питомої теплоємності від температури має мінімум в районі 37°C . Тому нормальна температура людського тіла, що складається на дві третини з води, знаходиться в діапазоні температур $36\text{--}38^\circ\text{C}$ (внутрішні органи мають більш високу температуру, ніж зовнішні).

Таблиця 2.7 Деякі фізичні властивості води на лінії насичення [49]

Температура, $^\circ\text{C}$	ρ , $\left[\frac{\text{кг}}{\text{м}^3}\right]$	c , $\left[\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}}\right]$	κ , $\left[\frac{\text{Вт}}{\text{м} \cdot \text{К}}\right]$
0	999,9	4230	0,552
10	999,6	4220	0,575
20	998,2	4220	0,6
30	995,6	4200	0,618
40	992,2	4200	0,635
50	988,0	4200	0,647
60	983,2	4210	0,66
70	977,7	4220	0,667
80	971,8	4220	0,674
90	965,3	4225	0,68
100	958,3	4230	0,682

Друга особливість: теплоємність води аномально висока. Щоб нагріти певну її кількість на один градус, необхідно затратити більше енергії, ніж при нагріванні інших рідин, - принаймні, вдвічі по відношенню до простих речовин. З цього випливає унікальна здатність води зберігати тепло. Ця виняткова особливість води

сприяє тому, що у людини нормальна температура тіла підтримується на одному рівні і жарким днем, і прохолодною вночі.

Таким чином, вода відіграє чільну роль в процесах регулювання теплообміну людини і дозволяє йому підтримувати комфортний стан при мінімумі енергетичних затрат.

Розглянемо теплофізичні характеристики шкіри людини, як представника складного багатокомпонентного біологічного середовища. Залежність теплофізичних параметрів шкіри від вмісту в ній води може бути представлена за допомогою емпіричних виразів, як, наприклад, для коефіцієнта теплопровідності [50]:

$$\kappa(\text{Water}) \left[\frac{\text{MBm}}{\text{cm}^\circ\text{C}} \right] = 0,54 + 5,73 \cdot \text{Water} \quad (2.12)$$

де Water – масова частка води в тканині.

Для щільності, ρ , $\left[\frac{\text{кг}}{\text{м}^3} \right]$, теплоємності, c , $\left[\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}} \right]$, і температуропровідності,

$a = \kappa \cdot (\rho \cdot c)^{-1}$, $\left[\frac{\text{см}^2}{\text{с}} \right]$ відповідно до [53,54], також можна записати наступні емпіричні вирази:

$$\rho = 1,3 - 0,3\rho_w, \quad (2.13)$$

$$c = 4,18 \left(0,37 + 0,67 \frac{\rho_w}{\rho} \right), \quad (2.14)$$

$$a = \left(0,133 + 1,36 \frac{\rho_w}{\rho} \right) \cdot 10^{-3}, \quad (2.15)$$

де ρ_w - вміст води в тканині, $\left[\frac{\text{г води}}{\text{г тканини}} \right]$. Вважається, що теплофізичні

властивості епідермісу і базального шару практично однакові, оскільки вміст води в цих тканинах близький за значенням - близько 50%. Для дерми вміст води становить близько 70-75%.

При зміні температури внаслідок різних процесів, що відбуваються в біотканинах (наприклад, денатурація білка, випаровування води і т.п.) відбувається

також і зміна теплофізичних характеристик тканині. У табл. 2.8 наведені значення для теплоємності, теплопровідності і щільності яловичини і свинини при двох різних температурах.

У табл. 2.9 наведені теплофізичні параметри біологічних тканин, що використовуються в різних роботах для моделювання температурних полів, що виникають при впливі випромінювання на шкіру.

Таблиця 2.8 Значення теплофізичних параметрів біотканин при 35 і 90°C [51]

Температура, °C	щільність яловичини $\rho, \left[\frac{\text{кг}}{\text{м}^3} \right]$	Питома теплоємність свинини $c, \left[\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}} \right]$	теплопровідність свинини $\kappa, \left[\frac{\text{Вт}}{\text{м} \cdot \text{К}} \right]$
35	1060	3056	0,5252
90	1082	3266	0,5645

Таблиця 2.9 Деякі теплофізичні властивості тканин

Тканина	$\rho, \left[\frac{\text{кг}}{\text{м}^3} \right]$	$c, \left[\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}} \right]$	$\kappa, \left[\frac{\text{Вт}}{\text{м} \cdot \text{К}} \right]$	$a, \left[\frac{\text{см}^2}{\text{с}} \right]$
Епідерміс	1200	3600	0,21	—
	1600	3700	0,266	—
Дерма	1200	3800	0,53	—
	1000	3200	0,498	—
Шкіра	—	—	—	0,0008
	—	—	0,5	0,011
Кров	1100	3600	0,55	—
	1000	3600	0,53	—
	1058	3840	—	—
Жирова тканина	850-916	2250-2300	0,19-0,2	—

Таким чином на основі огляду літературних джерел встановлено, що вода відіграє чільну роль в процесах регулювання теплообміну людини і всі теплофізичні параметри біологічних тканин знаходяться в залежності від вмісту води в даній тканині. Основні теплофізичні характеристики щільність, питома теплоємність і коефіцієнт теплопровідності. Вищеперераховані параметри мають залежність від температури, тобто при зміні температури внаслідок різних процесів, що відбуваються в біотканинах (наприклад, денатурація білка, випаровування води і т.п.) відбувається також і зміна теплофізичних характеристик тканині

Висновки до розділу 2

Біологічні тканини, такі як шкіра, є оптично неоднорідними поглинаючим середовищами із середнім показником заломлення, більшим, ніж у повітря, тому на кордоні розділу біооб'єкт - повітря частина випромінювання відбивається (Френелівське відбиття), а інша частина проникає в біотканини.

Крім поглинання, шкіра характеризується значним світлорозсіюванням, тобто. Є сильно розсіюючим каламутним середовищем, так як складається з великого числа випадково розподілених в об'ємі розсіюючих центрів. Ступінь розсіювання залежить від довжини хвилі випромінювання і оптичних властивостей біотканини.

Розсіювання грає головну роль у визначенні глибини проникнення випромінювання з довжинами хвиль з діапазону 300-1200 нм в шкіру, для випромінювання з більшою довжиною хвилі глибину проникнення визначає поглинання

Спектр поглинання визначається типом домінуючих поглинаючих центрів і вмістом води в біотканині. Характер фотовпливу лазерного випромінювання на біологічну тканину визначається її складом і коефіцієнтом поглинання на довжинах хвиль опромінення:

- В УФ та ІЧ ($\lambda > 2$ мкм) областях спектра переважає поглинання, тому внесок розсіювання порівняно малий, і світло неглибоко проникає в біотканини, всього на один або кілька клітинних шарів.

- У короткохвильової видимій області спектра глибина проникнення світла для типової біотканини становить 0,5-2,5 мм. В цьому випадку істотну роль відіграють як поглинання, так і розсіювання, яке переважає у відбитому від шкіри випромінюванні (відбивається приблизно від 15 до 50% падаючого пучка).

- На довжинах хвиль від 600 до 1500 нм розсіювання превалює над поглинанням, і глибина проникнення збільшується до 8-10 мм.

В описі ефектів, що відбуваються в тканинах під впливом випромінювання, поглинання води відіграє важливу роль, так як вона є головною складовою більшості тканин.

Чим більше вміст крові в дермі, тим більше поглинання нею випромінювання на довжинах хвиль, відповідних поглинанню крові. Тому при розрахунку оптимальних параметрів випромінювання слід враховувати і вміст крові в дермі, і діаметр судин.

З усіх сильно розсіюючих біологічних тканин жирова клітковина має найбільше значення середнього показника заломлення $n = 1,455$ (на довжині хвилі 633 нм) В діапазоні довжин хвиль від 456 нм до 1064 нм показник заломлення жирової тканини шкіри людини становить величину порядку 1,44, а очеревини людини - 1,46.

В жировій тканині світло розсіюється не тільки на жирових клітинах, але, в основному, на клітинних органелах - мітохондріях і на ліпідних вакуолях, які становлять приблизно 0,5-1 мкм в діаметрі.

У багатьох випадках, при моделюванні теплофізичні характеристики біотканин вважають приблизно рівними властивостями води, оскільки багато біотканин містять велику її кількість.

Основні теплофізичні характеристики щільність, ρ , $\left[\frac{\text{кг}}{\text{м}^3} \right]$, питома теплоємність, c , $\left[\frac{\text{Дж}}{\text{кг} \cdot \text{К}} \right]$, і коефіцієнт теплопровідності, κ , $\left[\frac{\text{Вт}}{\text{м} \cdot \text{К}} \right]$.

В межах температур $30 \div 80^\circ\text{C}$ (найбільш актуальні температури для опису взаємодії лазерного випромінювання з біотканинами) щільність води змінюється приблизно на 2,5%, питома теплоємність - на 0,5%. Найбільшу залежність від температури показує коефіцієнт теплопровідності, він змінюється приблизно на 8,5% для зазначених температур.

При зміні температури внаслідок різних процесів, що відбуваються в біотканинах (наприклад, денатурація білка, випаровування води і т.п.) відбувається також і зміна теплофізичних характеристик тканині.

РОЗДІЛ III. ДОСЛІДЖЕННЯ ЗМІНИ ПОТУЖНОСТІ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ В БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИНАХ

В даному розділі магістерської дисертації розглянуті математична модель взаємодії ЛВ з БТ, експериментальні дані проведених досліджень зміни параметрів ЛВ в біологічних тканинах.

3.1 Розробка математичної моделі затухання потужності лазерного випромінювання в біологічних тканинах

В зв'язку з індивідуальним характером чутливості до фізіотерапевтичного впливу, для того щоб гарантувати позитивний лікувальний ефект необхідно контролювати потужність лазерного випромінювання безпосередньо на поверхні впливу. Такий спосіб отримання інформації спростить програмне забезпечення апаратів за рахунок відсутності необхідності вираховувати значення потужності з інших параметрів, що також підвищить ефективність роботи зворотного зв'язку [52].

Використання систем комп'ютерного забезпечення із системою зворотного зв'язку для автоматичної індивідуальної оптимізації режиму лазерної терапії дозволило б гарантувати і передбачити лікувальний ефект. Запобігання негативних реакцій передозування при лазерній та інших видах фізіотерапії суттєво збільшить їх перевагу в порівнянні з медикаментозною терапією [52].

Важливим параметром при проведенні впливу ЛВ є потужність та інтенсивність випромінювання, так як вони пов'язані з глибиною проникнення ЛВ та зміною температури на ділянці впливу [52,53].

Приведена в роботі [53], залежність температури шкіри T від тривалості експозиції t та потужності доза опромінювання E в не повній мірі враховує зміну температури :

$$T = \frac{\varepsilon \cdot E \cdot S}{t \cdot \alpha} \quad (3.1)$$

де E – доза опромінювання, S – площа опромінювання, t – експозиція (час впливу), ε – коефіцієнт поглинання навантаження, α – коефіцієнт теплообміну з зовнішнім середовищем.

Виконавши розрахунки по залежності (3.1) від значення характеристик ЛВ з параметрами біологічної тканини та порівнявши з отриманими фактичними значеннями, ми можемо прогнозувати ефективність лазерної терапії для різних біологічних тканинах.

А так, як послаблення лазерного променя в біологічній тканині проходить по експоненціальному закону. Інтенсивність колімованого випромінювання оцінюється за законом Бугера-Бера, який буде використовуватись в якості математичної моделі для проведення обрахунку[39]:

$$I(z) = (1 - r) \cdot I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z), \quad (3.2)$$

де $R = \left(\frac{n-1}{n+1}\right)^2$ – коефіцієнт відбиття при нормальному падінні пучка, n – показник заломлення біологічної тканини, I_0 – інтенсивність падаючого світла, $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ – повний коефіцієнт загасання, μ_a – коефіцієнт поглинання, μ_s – коефіцієнт розсіювання, z – товщина зразка.

Порівняємо формули (3.1) і (3.2), враховуючи, що $I = P/S$, де P – потужність випромінювання, а S – площа ділянки на яку падає промінь та зв'язавши їх з товщиною біологічної тканини отримуємо наступну формульну залежність потужності випромінювання від товщини біологічної тканини через яку проходить лазерний промінь:

$$P(z) = (1 - r) \cdot \frac{T \cdot \alpha}{\varepsilon} \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) \quad (3.3)$$

Також варто врахувати, що закон Бугера-Бера не виконується при товщині зразка більшій за середню довжину пробігу одноразово розсіяного фотона. Для зразків з більшою товщиною необхідно вводити корегуючу складову, таким чином формула (3.3) набуває наступного вигляду:

$$P(z) = (1 - r) \cdot \frac{T \cdot \alpha}{\varepsilon} \cdot \exp(-\mu_i \cdot z) (a \cdot \exp(b \cdot z)), \quad (3.4)$$

де a та b – корегуючі коефіцієнти значення яких залежить від матеріалу зразка.

Корегуючі коефіцієнти a та b були отримані шляхом апроксимації відношень експериментальних значень до розрахованих за законом Бугера-Бера без корегуючої складової відносно товщини зразка. Отримані значення коефіцієнтів a та b наведені в табл.3.1.

Таблиця 3.1. Значення коефіцієнтів a та b для деяких біологічних тканин

<i>Тип тканини та довжина хвилі</i>	<i>a</i>	<i>b</i>
Сало свине 0,63 мкм	0.133735	246.271
Сало свине 0,46 мкм	0.135216	244.852
М'ясо курятини 0,63 мкм	0.843436	109.352
М'ясо курятини 0,46 мкм	0.872871	107.756
Шкіра курки 0,63 мкм	0.011377	283.795
Шкіра курки 0,46 мкм	0.011653	281.562

Для подальшого використання моделі на основі закону Бугера-Бера з використанням корегуючої складової відносно товщини зразка. Адекватністю моделі називають збіг властивостей (функцій / параметрів / характеристик) моделі і відповідних властивостей модельованого об'єкта, тобто адекватністю називається збіг моделі системи, що моделюється відносно мети моделювання мети моделювання.

Перевірка адекватності математичної моделі даними експерименту проводиться тільки в разі ненасиченого планування на основі зіставлення дисперсії відтворюваності середнього значення функції відгуку $s^2(y)$ і дисперсії адекватності. Оцінка дисперсії адекватності при $N > m$ характеризує відхилення між результатами спостережень та значеннями, які формувались за функцією відгуку:

$$S_A^2 = \frac{1}{N - m} \sum_{u=1}^N (\bar{y}_u - y'_u)^2, \quad N > m \quad (3.6)$$

N - число точок плану; m - число членів аппроксимируючого полінома (включаючи вільний член); \bar{y}_u - середнє значення результатів спостереження в u -й точці плану; y'_u - значення відгуку в цій же точці, передбачене на моделі.

Критерій Фішера дозволяє перевірити гіпотезу про несуттєво розбіжності між дисперсією адекватності та дисперсією відтворюваності S_B^2 . Для цього визначається чисельне значення F-критерію:

$$F = \frac{S_A^2}{S_B^2} \quad (3.6)$$

У разі якщо обчислене значення критерію менше $F_{табл}$, яке вибирається по таблиці для відповідних ступенів свободи $r_1 = N - m$ та $r_2 = N(r - 1)$ при заданому рівні значущості $\alpha = 0,05$, то гіпотеза про випадковості розбіжності між дисперсіями приймається.

Таблиця 3.2. Значення критерію Фішера

Тип тканини та довжина хвилі	1мм	2мм	3мм	4мм	5мм
Сало свине 0,63 мкм	1,097808451	1,19419059	1,237146674	1,159825746	1,018846588
Сало свине 0,46 мкм	1,041889316	2,979651947	2,137735888	1,974447602	2,629939477
М'ясо курятини 0,63 мкм	1,326760792	2,558678235	1,955233328	1,846207933	1,747782601
М'ясо курятини 0,46 мкм	1,041823159	1,561729876	8,261897825	53,35338194	51,81426357
Шкіра курки 0,63 мкм	1,075218615	2,538633169	1,167936451	1,032240441	1,059208776
Шкіра курки 0,46 мкм	1,026714873	2,392187308	1,791669654	3,437335928	3,297552

За результатами перевірки адекватності запропонованої моделі за критерієм Фішера відносно експериментальних даних значення критерію перевищило критичне лише при розрахунках впливу неодимовим лазером на м'ясо курятини. Це відхилення, вірогідно, повезене з похибкою при проведенні експерименту при $\alpha = 0,05$, отримані значення критерію наведені в табл.3.2.

Таким чином на основі експерименту встановлено не ефективність контролю потужності ЛВ через тепловий ефект при низьких потужностях випромінювання,

оскільки останній повністю перекривається впливом зовнішнього середовища. Натомість вимірювання потужності безпосередньо в зоні впливу видається гарною основою для побудови моделі затухання потужності. Про це свідчать результати перевірки адекватності моделі за критерієм Фішера.

3.2. Дослідження затухання потужності лазерного випромінювання в біологічних тканинах

Для оцінки параметрів проведення лазерної терапії було використано показники зміни потужності ЛВ при проходженні через сало свини, м'ясо та шкіру курки при змінних потужностях ЛВ.

Зазначені біологічні тканини піддавалися впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм і потужністю 1 – 1100 мкВт без модуляції (безперервний режим) випромінювання. У якості джерела впливу було обрано апарат фізіотерапевтичний лазерний АФЛ – 2. Вимірювальним засобом було обрано оптичний ватметр поглинутої потужності ОМЗ – 65, основна похибка вимірювання - не більше 15%.

Дослідження зміни потужності ЛВ проводилось на п'яти зразках кожної з названих тканин товщиною 1 – 5 мм. Вимірювання проводилось для десяти значень потужності на виході світловода 1, 10, 25, 50, 75, 100, 250, 500, 750, 1100 мкВт. Блок-схема установки, що використовувалась для проведення досліджень наведена на Рис. 3.2.

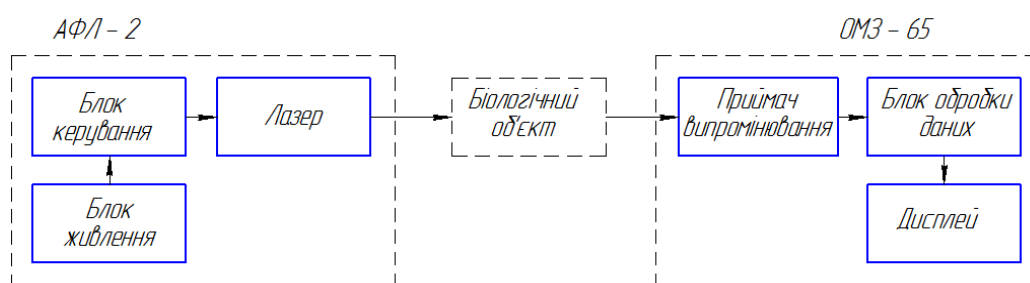


Рис. 3.2 Блок-схема установки, що використовувалась для проведення дослідів

Вимірювальним засобом залишився оптичний ватметр поглинутої потужності ОМЗ – 65, вигляд апаратури показано на рис. 3.3.

При проведенні другого експерименту всі вище перераховані біологічні тканини піддавалися впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм і потужністю 30 – 900 мкВт в модульованому режимі з частотою 90 Гц. У якості джерела впливу було обрано апарат МІТ-МТ з випромінювачем для гінекології.



Рис. 3.3 Апаратурна установка: 1) МІТ-МТ з випромінювачем 2 для гінекології, 3) біологічний зразок, 4) приймач оптичного ватметра, 5) оптичний ватметр ОМЗ – 65, 6) тепловізор ІЧК «MobiR M3».

Також було проведено вимір зміни температури при проходженні ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм і потужністю 1640 мкВт в безперервному режимі через кожну з названих тканин. У якості джерела впливу було обрано апарат МІТ-МТ з випромінювачем для гінекології. Для вимірювання температури використовувалась інфрачервона камера (ІЧК) «MobiR M3».

Дослідження зміни температури проводилось на одному зразку кожної з названих тканин товщиною: сало свині – 5 мм, м'ясо курятини – 5 мм, шкіра курятини – 1 мм. Кожен зразок піддавався впливу ЛВ протягом 30 хвилин, вимірювання температури проводилось кожні 10 хвилин.

Результати дослідження

Отримані результати представлені на рис. 3.4 в вигляді графіків залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для сала свиней під час впливу

немодульованим випромінюванням з довжиною хвилі 0,63 мкм: експериментальна та отримана з моделі на основі закону Бугера-Бера з використанням корегуючої складової відносно товщини зразка.

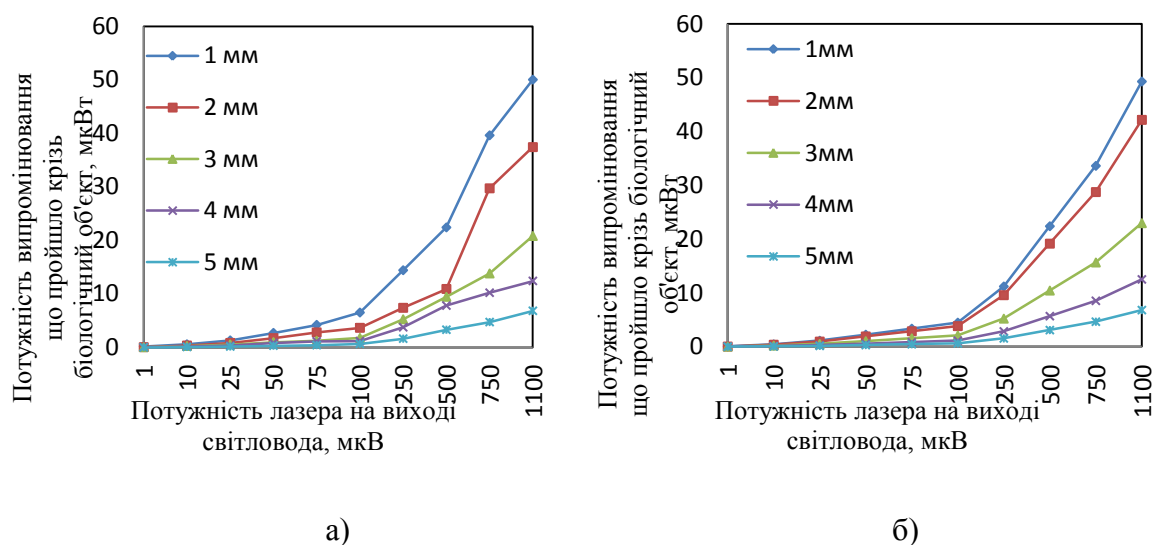


Рис. 3.4 Залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для сала свиней товщиною 1мм – 5мм; а) експериментальна та б) розрахована; підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм

Аналіз отриманих залежностей та проведених досліджень показують, що збільшення потужності лазерного випромінювання, що проходить крізь біологічний об'єкт при збільшенні потужності падаючого випромінювання з довжиною хвилі 0,63 мкм носить яскраво виражений експонентний характер. При порівнянні розрахованих значень потужності з експериментальними, для даного типу біологічної тканини, можна дійти до висновку, що запропонована модель дозволяє з достатньо хорошою точністю визначити потужність випромінювання, що пройшло крізь біологічний об'єкт, відхилення розрахованих значень від експериментальних складає діапазон ± 5 мкВт.

На рис. 3.5 представлені залежності зміни потужності ЛВ при проходженні через сало свине для ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм.

Аналізуючи залежності для ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм експонентний характер не помітний, проте виходячи з розрахунків зміна потужності проходить у відповідності з формулою (3.4), отже експонентний характер присутній. Відхилення розрахованих значень від експериментальних, як і в випадку з довжиною хвилі 0,63

мкм досить незначні. Однак досить помітною є розбіжність для товщини 2 мм, це може бути пов'язано з неточністю при визначенні товщини зразка, потім необхідна перевірка моделі в більш широкому діапазоні потужностей.

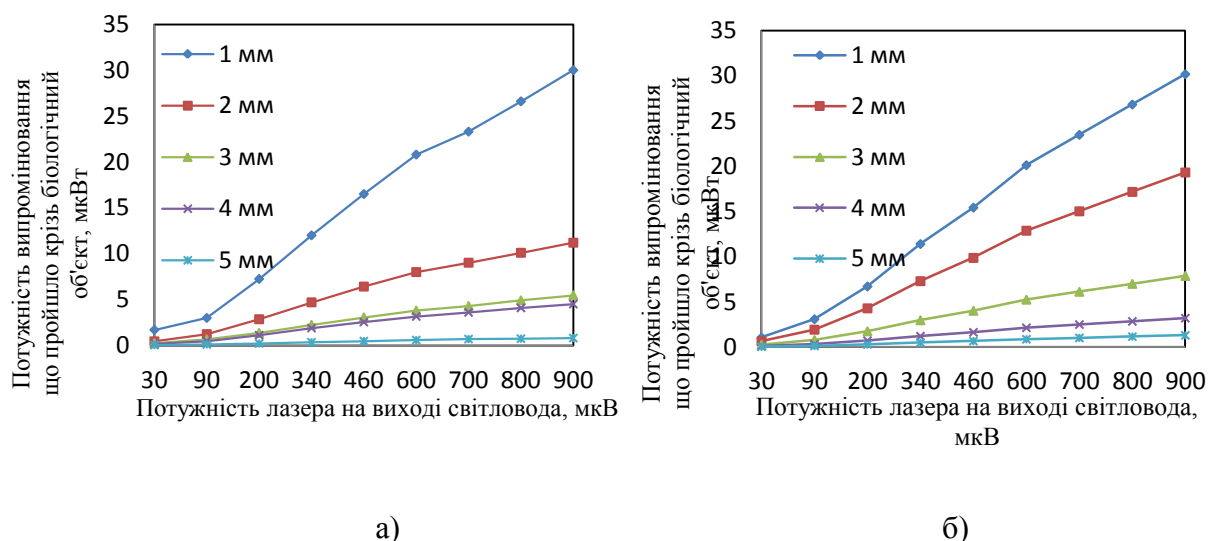


Рис. 3.5 Залежності потужності випромінювання (в мВт), що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для сала свиней товщиною 1 мм – 5 мм; а) експериментальна та б) розрахована; під час впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм

На рис. 3.6 представлені графіки залежності потужності випромінювання (в мВт), що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для м'яса курки під час впливу немодульованим випромінюванням з довжиною хвилі 0,63 мкм: експериментальна та отримана з розрахунків.

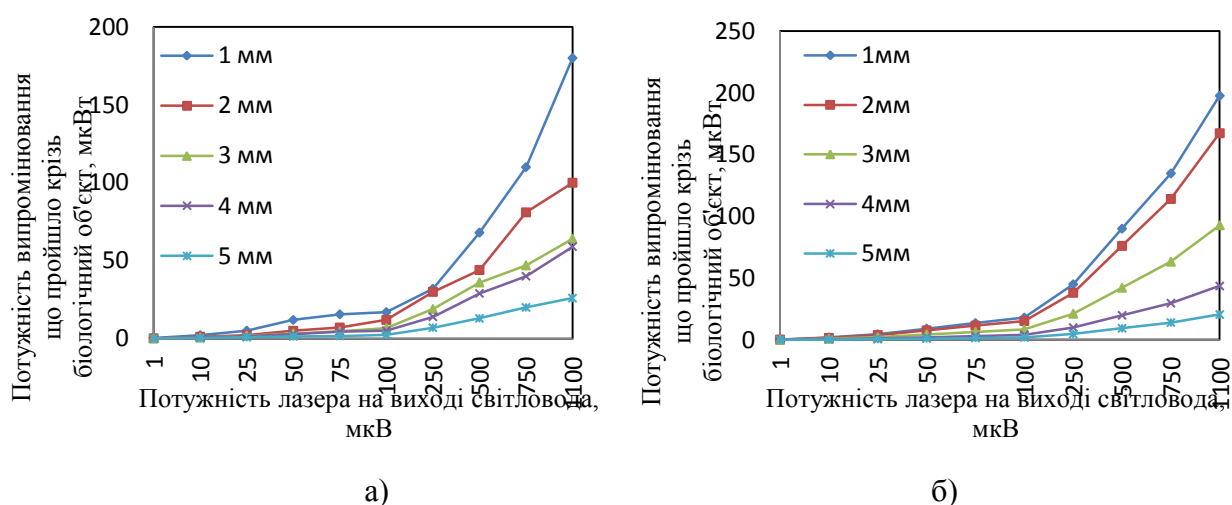


Рис. 3.6 Залежності потужності випромінювання (в мВт), що проходить крізь біологічний об'єкт від інтенсивності лазера на виході світловода для м'яса курки товщиною 1 мм – 5 мм; а) експериментальна та б) розрахована; під час впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм

При порівнянні експериментальних значень потужності з отриманими розрахунками для ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм за запропонованою моделлю помітні більші розбіжності в значеннях порівняно з салом свиней. Розбіжність знаходиться в межах 20 мкВт. Найбільша розбіжність спостерігається при товщині зразка в 2 мм, однак це зв'язано тільки з промахом під час проведення експерименту. В експериментальних даних як і в випадку з салом свиней простежується експонентний характер.

На рис. 3.7 представлені залежності зміни потужності ЛВ при проходженні через м'ясо курки для ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм.

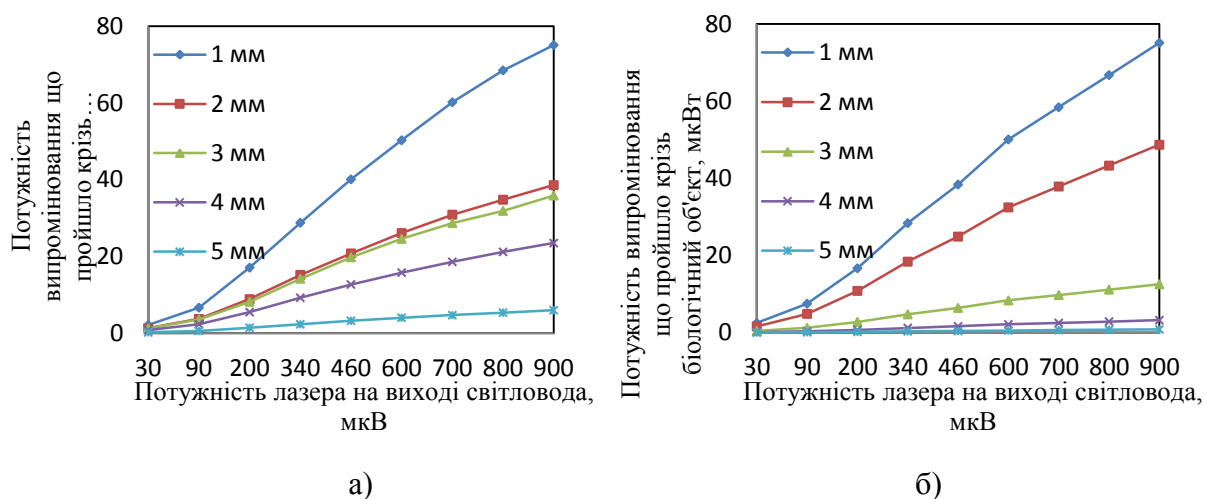


Рис. 3.7 Залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт від інтенсивності лазера на виході світловода для м'яса курки товщиною 1 мм – 5 мм; а) експериментальна та б) розрахована; під час впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм

Аналізуючи залежності для ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм можна помітити значні розбіжності для зразків товщиною 2 та 3 мм, можна припустити, що точність розрахункових значень знижується зі збільшенням товщини зразка, однак неможна виключати неточності при вимірах товщини зразків оскільки при порівнянні графіків зміни потужності для ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм з розрахунковими графіками для довжини хвилі 0,46 мкм можна помітити схожість в розсіянні значень.

На рис. 3.8 представлені графіки залежності потужності випромінювання (в мкВт) , що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході

світловода для шкіри курки під час впливу немодульованим випромінюванням з довжиною хвилі 0,63 мкм: експериментальна та отримана з розрахунків.

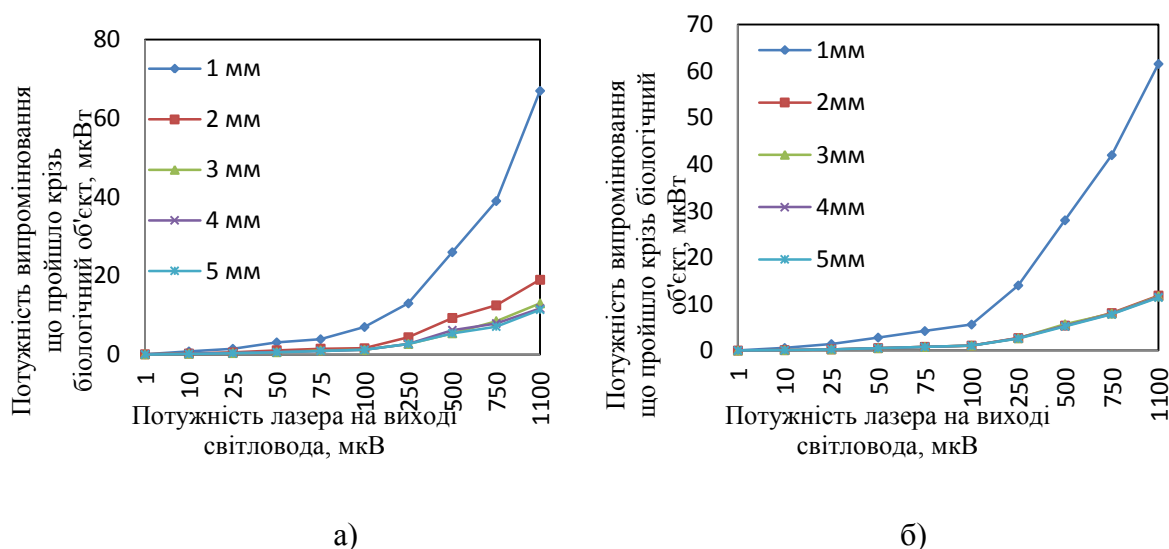


Рис. 3.8 Залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт від інтенсивності лазера на виході світловода для шкіри курки товщиною 1 мм – 5 мм; а) експериментальна та б) розрахована; під час впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм

Для шкіри курки розбіжність експериментальних та розрахованих даних знаходиться в межах 5 мкВт. Експонентний характер простежується и для даної біологічної тканини.

Аналізуючи отримані значення зміни потужності для ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм можна помітити практично повний збіг графіків за формою і майже повний збіг за значеннями, помітна розбіжність спостерігається лише для зразка товщиною 2 мм, розбіжність експериментальних та розрахованих даних знаходиться в межах 5 мкВт. Експонентний характер простежується и для даної біологічної тканини.

На рис. 3.9 представлені залежності зміни потужності ЛВ при проходженні через шкіру курки для ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм.

Розрахунки за запропонованою моделлю для даного біологічного зразка під впливом ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм показали досить високу точність, як і випадку з довжиною хвилі 0,63 мкм практично повний збіг графіків за формою, а розбіжність експериментальних та розрахованих даних знаходиться в межах 2 мкВт. Як і для всіх дослідів з довжиною хвилі 0,46 мкм на графіках не помітний експонентний характер, однак мала розбіжність експериментальних та розрахованих

значень говорить про те, що зміна потужності для даного зразка проходить згідно формули (3.4), а отже експонентний характер присутній.

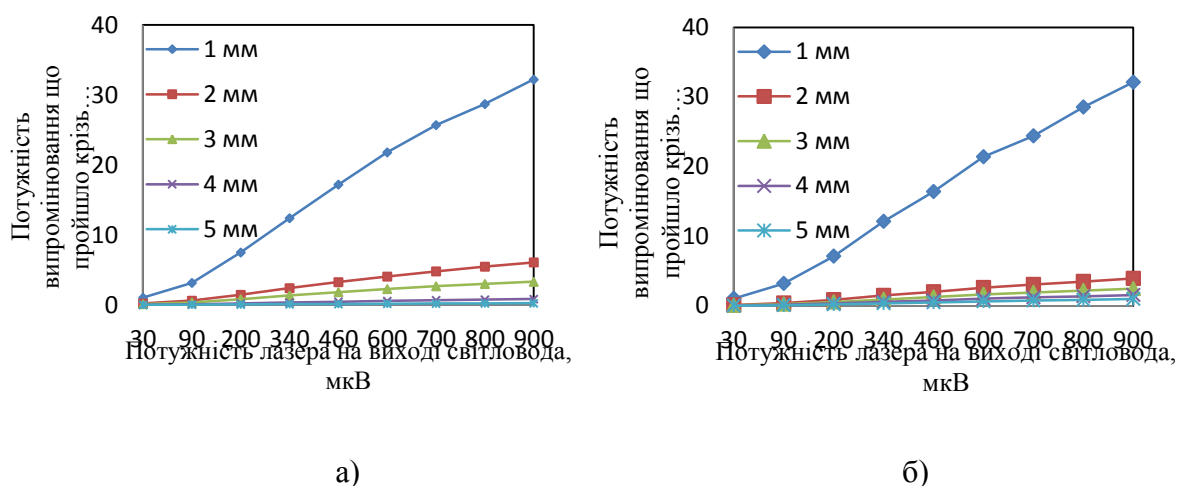


Рис. 3.9 Залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт(сало свиней) від інтенсивності лазера на виході світловода для шкіри курки товщиною 1мм – 5мм; а) експериментальна та б) розрахована; підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм

Таким чином на основі експерименту встановлено, що у більшості випадків розбіжність між експериментальними та розрахунковими значеннями не перевищує 10 мкВт. Також підчас аналізу було помічено, що гелій-неоновий лазер з довжиною хвилі 0,63 мкм втрачає значно менше потужності при проходженні межі повітря біологічний об'єкт.

3.2. Дослідження залежності глибини проникнення лазерного випромінювання в біологічну тканину від потужності лазерного випромінювання

В даному розділі роботи проводиться аналіз глибини проникнення для двох типів випромінювачів гелій-неонового та неодимового. У якості гелій-неонового випромінювача було обрано апарат фізіотерапевтичний лазерний АФЛ – 2 з довжиною хвилі 0,63 мкм, а неодимовий випромінювач представлений апаратом МІТ-МТ з випромінювачем для гінекології з довжиною хвилі 0,46 мкм.

Вимірювальним засобом залишився оптичний ватметр поглинутої потужності ОМЗ – 65.

Дослідження глибини проникнення засноване на загасанні потужності зі збільшенням товщини біологічного зразка і безпосередньо пов'язане з попереднім дослідом. Для розрахунку глибини проникнення ЛВ прийнята наступна модель:

$$\begin{cases} P(z) = (1-r) \cdot P \cdot \exp(-\mu_t \cdot z), \text{ при } z < l_{cn} \\ P(z) = (1-r) \cdot P \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) (a \cdot \exp(b \cdot z)), \text{ при } z > l_{cn} \end{cases}, \quad (3.6)$$

де l_{cn} – середня довжина пробігу одноразово розсіяного фотона.

Отримані результати представлені на рис. 3.10 в вигляді графіків залежності потужності випромінювання (в мкВт) , що проходить крізь біологічний об'єкт від товщини зразка (сала свиней).

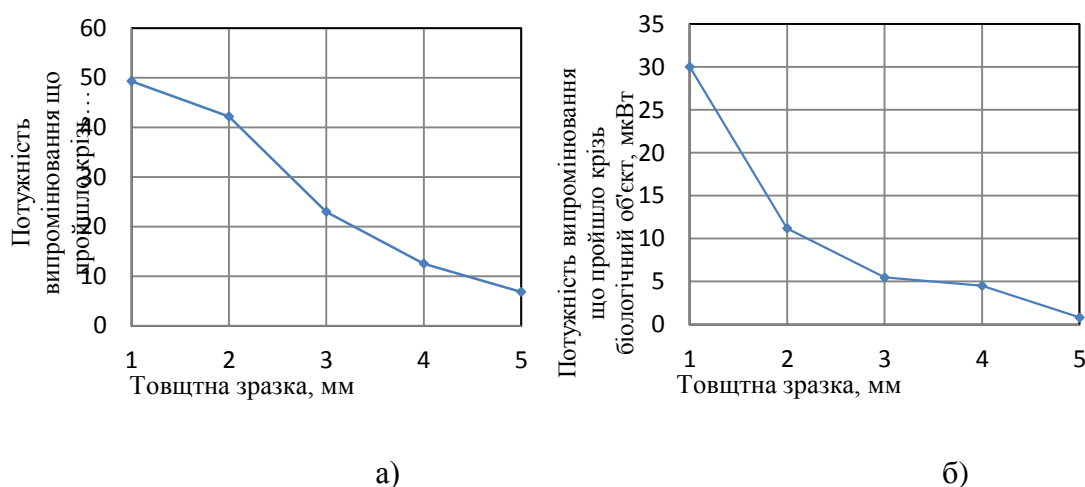


Рис. 3.10 Залежності потужності випромінювання (в мкВт) , що проходить крізь біологічний об'єкт від товщини зразка для сала свиней (1мм – 5мм); а) 0,63 мкм потужністю 1100 мкВт (гелій-неоновий випромінювач); б) 0,46 мкм потужністю 900 мкВт (неодимовий випромінювач);

Як видно з отриманих графіків у випадку гелій-неонового випромінювача затухання потужності ЛВ проходить майже лінійно. Значення потужності достатні для терапевтичного впливу зберігаються до глибини майже 4 мм. У випадку з неодимовим випромінювачем спостерігається значний спад потужності на глибині 2 мм. На глибині більше 2 мм потужність ЛВ недостатня для проведення терапевтичного впливу.

На рис. 3.11 представлені результати отримані з розрахунків проведених за обраною математичною моделлю, для сала свиней.

Отримані з розрахунків значення потужності для гелій-неонового випромінювача повністю повторюють форму і характер залежності отриманий експериментальним шляхом. Розрахункові значення для неодимового випромінювача мають помітні розбіжності з експериментальними значеннями, зокрема проміжок значного падіння потужності розширився до 3 мм.

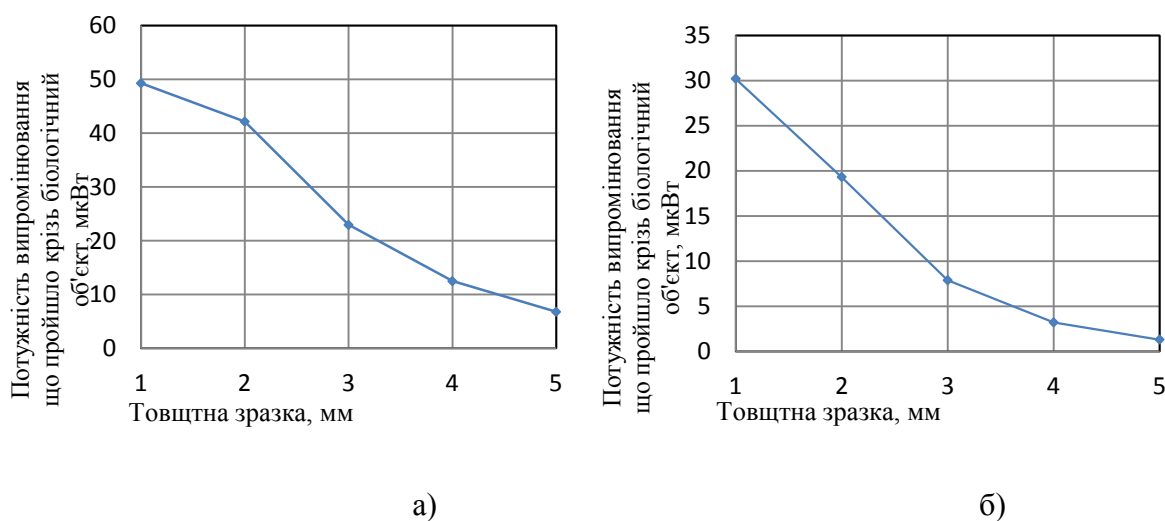


Рис. 3.11 Змодельовані залежності випромінювання (в мкВт) , що проходить крізь біологічний об'єкт від товщини зразка для сала свиней (1мм – 5мм); а) 0,63 мкм потужністю 1100 мкВт (гелій-неоновий випромінювач); б) 0,46 мкм потужністю 900 мкВт (неодимовий випромінювач);

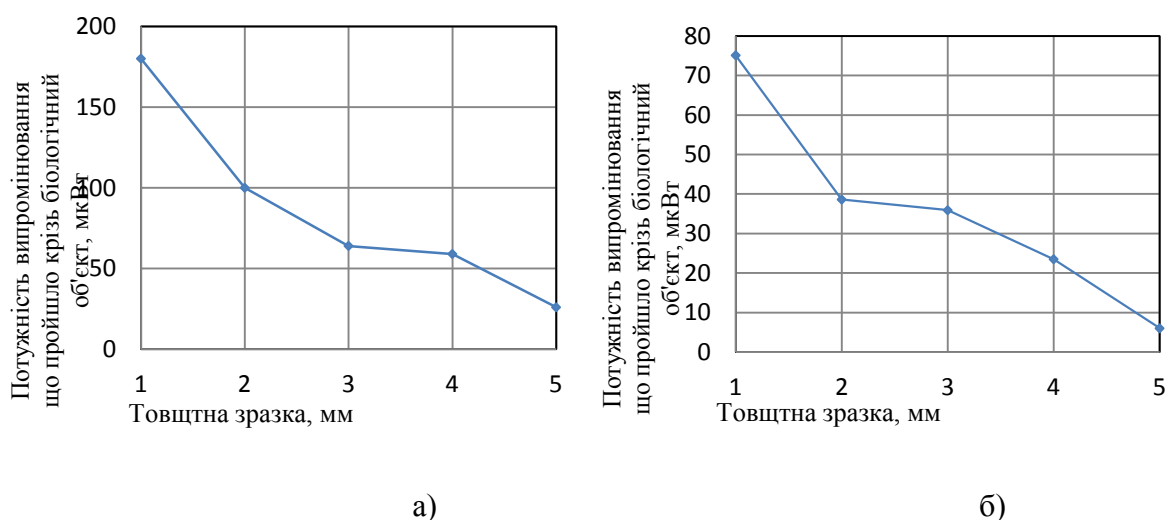


Рис. 3.12 Залежності потужності випромінювання (в мкВт) , що проходить крізь біологічний об'єкт від товщини зразка для м'яса курки (1мм – 5мм); а) 0,63 мкм потужністю 1100 мкВт (гелій-неоновий випромінювач); б) 0,46 мкм потужністю 900 мкВт (неодимовий випромінювач);

Графіки залежності потужності випромінювання (в мкВт) , що проходить крізь біологічний об'єкт від товщини зразка, для м'яса курки представлені на рис. 3.12.

Як видно з отриманих графіків для обох випромінювачів затухання потужності ЛВ проходить майже лінійно і мають схожу форму, зокрема падіння потужності вдвічі на проміжку від 1 до 2 мм. На проміжку від 2 до 4 мм помітне падіння швидкості затухання потужності, однак при проходженні відмітки в 4мм швидкість падіння встановлюється майже як на початковому проміжку

На рис. 3.13 представлені результати отримані з розрахунків проведених за обраною математичною моделлю, для м'яса курки.

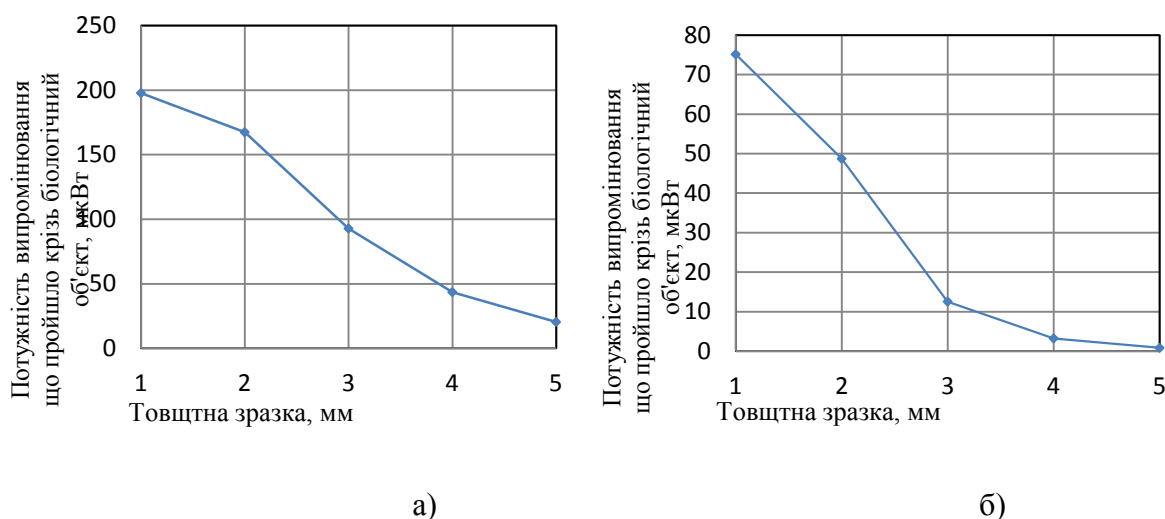
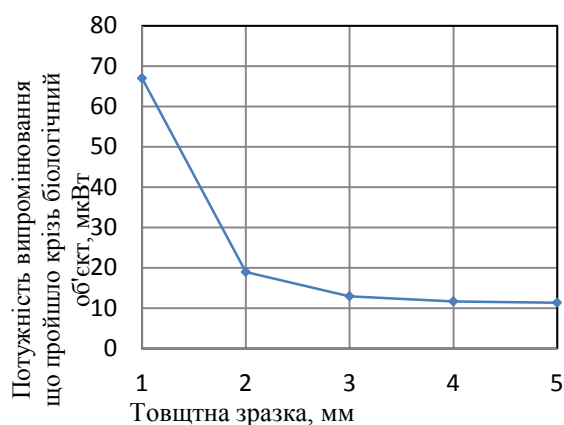


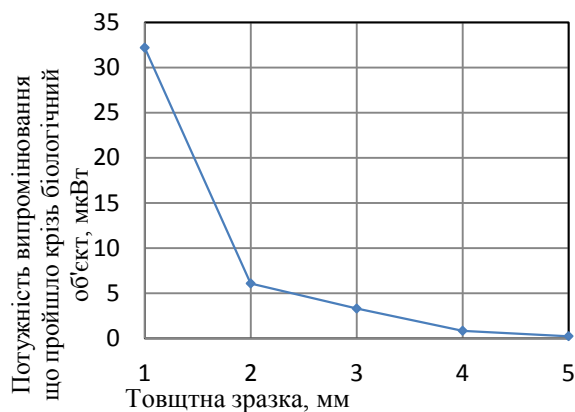
Рис. 3.13 Змодельовані залежності потужності випромінювання (в мкВт) , що проходить крізь біологічний об'єкт від товщини зразка для м'яса курки (1мм – 5мм); а) 0,63 мкм потужністю 1100 мкВт (гелій-неоновий випромінювач); б) 0,46 мкм потужністю 900 мкВт (неодимовий випромінювач);

Графіки залежності потужності випромінювання (в мкВт) , що проходить крізь біологічний об'єкт від товщини зразка, для шкіри курки представлені на рис. 3.14.

Як і у випадку з м'ясом курки для обох випромінювачів помітне значне затухання потужності на проміжку від 1 до 2 мм. Далі спостерігається значне сповільнення швидкості затухання, а у випадку гелій-неонового випромінювача затухання на проміжку від 3 до 5 мм майже не помітно.



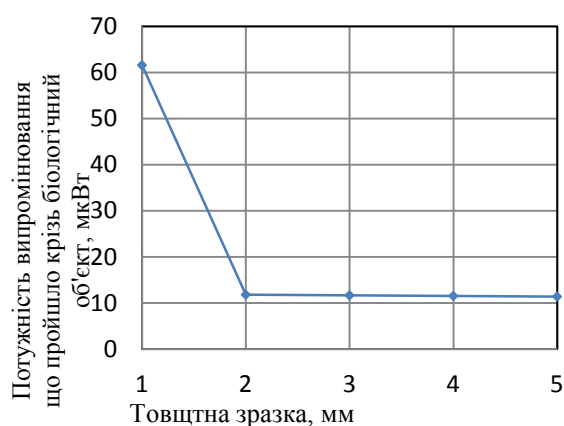
а)



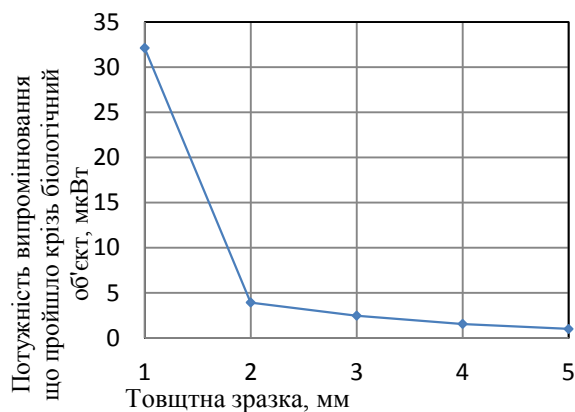
б)

Рис. 3.15 Залежності потужності випромінювання (в мВт) , що проходить крізь біологічний об'єкт від товщини зразка для шкіри курки (1мм – 5мм); а) 0,63 мкм потужністю 1100 мВт (гелій-неоновий випромінювач); б) 0,46 мкм потужністю 900 мВт (неодимовий випромінювач);

На рис. 3.15 представлені результати отримані з розрахунків проведених за обраною математичною моделлю, для шкіри курки.



а)



б)

Рис. 3.15 Змодельовані залежності потужності випромінювання (в мВт) , що проходить крізь біологічний об'єкт від товщини зразка для м'яса курки (1мм – 5мм); а) 0,63 мкм потужністю 1100 мВт (гелій-неоновий випромінювач); б) 0,46 мкм потужністю 900 мВт (неодимовий випромінювач);

Отримані з розрахунків значення потужності для обох випромінювачів майже повністю повторюють форму і характер залежності експериментальних залежностей. Незначні відмінності помітні лише на проміжку від 2 до 3мм.

Таким чином на основі експериментальних досліджень встановлено, що отримані з розрахунків значення потужності для обох випромінювачів майже повністю повторюють форму і характер залежності експериментальних залежностей. Виходячи з отриманих результатів у випадку гелій-неонового випромінювача затухання потужності проходить помітно повільніше ніж у випадку неодимового.

3.3. Статистична обробка отриманих результатів дослідження

Статистичну обробку експериментальних даних можна виконувати з використанням майстра функцій (f_x) MS Excel. Більшість із описаних параметрів можуть бути обчислені за допомогою стандартних функцій MS Excel

Послідовно розраховуємо нижче наведені параметри:

1. Середнє арифметичне

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N}. \quad (3.23)$$

Для ранжируваного ряду: якщо ряд складається із k груп, то середнє арифметичне всього ряду дорівнює зваженому середньому:

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^k X_i n_i}{\sum_{i=1}^k n_i}, \quad (3.24)$$

де n_i – розмір i -ї групи, X_i – середнє i -ї групи.

2. Середнє геометричне

$$\bar{X}_G = \sqrt[n]{\prod_{i=1}^n X_i}. \quad (3.25)$$

3. Середнє гармонійне

$$\bar{X}_H = \frac{n}{\sum_{i=1}^n \frac{1}{X_i}}. \quad (3.26)$$

4. Мода

Мода – це значення, яке спостерігається найбільшу кількість раз (найбільш ймовірна величина).

Для інтервального варіаційного ряду розраховується за формулою:

$$Mo = X_{Mo} + \frac{h(m_{Mo} - m_{Mo-1})}{2m_{Mo} - m_{Mo+1} - m_{Mo-1}}, \quad (3.27)$$

де X_{Mo} – початок модального інтервалу (такого, якому відповідає найбільша частота); h – величина модального інтервалу; m_{Mo} – частота модального інтервалу; m_{Mo-1} – частота інтервалу, що передує модальному; m_{Mo+1} – частота інтервалу наступного за модальним.

5. Медіана

Медіана – це значення, яке ділить ранжирований варіаційний ряд на дві рівні за об'ємом групи.

Для інтервального варіаційного ряду медіана розраховується за формулою:

$$Me = X_{Me} + \frac{h\left(\frac{\sum m_x}{2} - m_x^{\max}\right)}{m_m}, \quad (3.28)$$

де X_{Me} – початок медіанного інтервалу; h – величина медіанного інтервалу; m_x – частоти по всім інтервалам; m_x^{\max} – частота, яка накопичена до початку медіанного інтервалу; m_m – частота медіанного інтервалу.

6. Варіаційний розмах

$$RB = X_{\max} - X_{\min}. \quad (3.29)$$

7. Дисперсія

$$D = S^2 = \frac{\sum_{i=1}^N (X_i - \bar{X})^2}{N-1}. \quad (3.30)$$

8. Середньоквадратичне відхилення

$$S = \sqrt{D}. \quad (3.31)$$

9. Коефіцієнт варіації

$$V = \frac{S}{\bar{X}} 100\% . \quad (3.32)$$

10. Довірчий інтервал

Довірчий інтервал – це інтервал, відносно якого з наперед заданою ймовірністю $P=1-\alpha$ можна стверджувати, що він містить невідоме значення параметра θ :

$$P[\theta_1 < \theta < \theta_2] = 1 - \alpha , \quad (3.33)$$

де $1-\alpha$ – довірна ймовірність, α – рівень значимості.

Довірчий інтервал для середнього:

$$\left[\bar{X} - t_{n,p} \frac{S}{\sqrt{n}}, \bar{X} + t_{n,p} \frac{S}{\sqrt{n}} \right], \quad (3.34)$$

де S – середньоквадратичне відхилення; n – кількість дослідів; $t_{n,p}$ – табличне значення розподілення Стюдента з числом ступенів свободи n та довірчою ймовірністю p (див. додаток).

11. Коефіцієнт асиметрії

Коефіцієнт асиметрії – числова характеристика розподілу ймовірностей дійсної випадкової величини, показує ступінь несиметричності в порівнянні з нормальною кривою і є відношенням центрального моменту третього роду μ_3 до куба середньоквадратичного відхилення S^3 :

$$As = \frac{\mu_3}{S^3} = \frac{\sum_{i=1}^n f_i (x_i - \bar{X})^3}{S^3 n} . \quad (3.35)$$

12. Коефіцієнт ексцесу

Коефіцієнт ексцесу – числова характеристика розподілу ймовірностей дійсної випадкової величини, характеризує «крутість», тобто стрімкість підвищення кривої розподілу у порівнянні з нормальною кривою та обчислюється за формулою:

$$Ex = \frac{\mu_4}{S^4} - 3 = \frac{\sum_{i=1}^n f_i (x_i - \bar{X})^4}{S^4 n} - 3 , \quad (3.36)$$

де μ_4 – центральний момент четвертого порядку, S^2 – дисперсія.

Результати статистичної обробки експериментів, наведені в табл.3.3.-3.8.:

Таблиця 3.3. Результати статистичної обробки для сала свиней $\lambda=0,63\text{nm}$

Середнє арифметичне	14,185	8,668364	5,4078	3,7824	1,8088
Середнє геометричне	4,783979	2,596443	1,608024	1,186367	0,544002
Середнє гармонійне	1,111009	0,270908	0,225367	0,183541	0,095301
Мода	—	—	—	—	—
Медіана	5,35	3,215	1,505	1,14	0,535
Дисперсія	314,9295	175,7422	50,33276	21,45668	5,593624
Середньоквадратичне відхилення	17,74625	13,25678	7,094559	4,632135	2,365084
Коефіцієнт асиметрії	1,3056	1,600037	1,434188	1,070899	1,374522
Коефіцієнт ексцесу	0,498339	1,335489	1,201959	-0,47475	0,861992
Варіаційний розмах	49,82	37,368	20,772	12,376	6,807
Коефіцієнт варіації	125,1058	152,9329	131,1912	122,4655	130,7543
Напівширина інтервалу	10,0407	7,500591	4,014051	2,620829	1,338148
Довірчий інтервал від	4,144297	1,167772	1,393749	1,161571	0,470652
Довірчий інтервал до	24,2257	16,16895	9,421851	6,403229	3,146948

Таблиця 3.4. Результати статистичної обробки для сала свиней $\lambda=0,46\text{nm}$

Середнє арифметичне	15,68333	5,998889	2,898889	2,398889	0,45
Середнє геометричне	11,22591	4,184154	2,066149	1,66508	0,33298
Середнє гармонійне	6,59166	2,157749	1,139614	0,856272	0,203223
Мода	—	—	—	—	—
Медіана	16,5	6,42	3,06	2,55	0,48
Дисперсія	106,2613	15,26956	3,537811	2,481436	0,0794
Середньоквадратичне відхилення	10,30831	3,907629	1,880907	1,575257	0,28178
Коефіцієнт асиметрії	-0,08987	-0,17886	-0,11816	-0,15557	-0,19416
Коефіцієнт ексцесу	-1,49659	-1,49848	-1,46977	-1,4831	-1,59636
Варіаційний розмах	28,3	10,75	5,22	4,33	0,76
Коефіцієнт варіації	65,7278	65,13921	64,88372	65,66613	62,61779
Напівширина інтервалу	5,832368	2,210908	1,064204	0,891269	0,159429
Довірчий інтервал від	9,850965	3,787981	1,834685	1,507619	0,290571
Довірчий інтервал до	21,5157	8,209797	3,963093	3,290158	0,609429

Таблиця 3.5. Результати статистичної обробки для м'яса курки $\lambda=0,63\text{nm}$

Середнє арифметичне	44,221	28,281	18,35	15,672	7,284
Середнє геометричне	14,71781501	8,75305571	5,887948464	4,850785884	2,333600996
Середнє гармонійне	2,4135397	1,530782804	1,167770952	0,827175668	0,473680155
Мода	—	—	—	—	—
Медіана	16,3	9,55	5,7	4,8	2,1
Дисперсія	3477,815299	1291,670499	519,6929778	413,1944844	86,15791556
Середньоквадратичне відхилення	57,46979186	35,93981774	22,7967756	20,32718585	9,282128827
Коефіцієнт асиметрії	1,812082944	1,29652245	1,180136306	1,379589543	1,27315358
Коефіцієнт ексцесу	2,81698602	0,425272215	0,103056467	0,915782252	0,347331791
Варіаційний розмах	179,69	99,79	63,83	58,89	25,93

Продовження табл.3.5

Коефіцієнт варіації	129,9604076	127,0811419	124,2331095	129,7038403	127,4317522
Напівширина інтервалу	32,5159983	20,33449252	12,89825303	11,50097676	5,251762281
Довірчий інтервал від	11,7050017	7,946507482	5,451746974	4,171023241	2,032237719
Довірчий інтервал до	76,7369983	48,61549252	31,24825303	27,17297676	12,53576228

Таблиця 3.6. Результати статистичної обробки для м'яса курки $\lambda=0,46\text{nm}$

Середнє арифметичне	38,76778	20,03444	18,68333	12,18778	3,102222
Середнє геометричне	25,39392	13,48294	12,66576	8,240356	2,113642
Середнє гармонійне	11,25337	6,476128	6,184065	3,967751	1,040025
Мода	—	—	—	—	—
Медіана	40,1	20,8	19,8	12,7	3,24
Дисперсія	717,3566	185,3562	158,6388	67,96562	4,375219
Середньоквадратичне відхилення	26,78351	13,61456	12,59519	8,244126	2,091703
Коефіцієнт асиметрії	0,112084	-0,08216	-0,10832	-0,07697	-0,0663
Коефіцієнт ексцесу	-1,52941	-1,51816	-1,52443	-1,48788	-1,47003
Варіаційний розмах	72,96	37,3	34,65	22,71	5,8
Коефіцієнт варіації	69,08705	67,95576	67,41403	67,64257	67,42594
Напівширина інтервалу	15,15392	7,703021	7,126267	4,664468	1,18347
Довірчий інтервал від	23,61386	12,33142	11,55707	7,52331	1,918752
Довірчий інтервал до	53,9217	27,73747	25,8096	16,85225	4,285693

Таблиця 3.7. Результати статистичної обробки для шкіри курки $\lambda=0,63\text{nm}$

Середнє арифметичне	14,72527	5,0277	3,3113	3,1871	2,9882
Середнє геометричне	4,050291	1,755117	1,216457	1,1762	1,067929
Середнє гармонійне	0,697313	0,468314	0,395341	0,35619	0,270603
Мода	—	—	—	—	—
Медіана	3,9	1,55	1,125	1,045	1,07
Дисперсія	454,6839	41,85638	19,01658	16,2528	14,4822
Середньоквадратичне відхилення	21,32332	6,469651	4,360801	4,031476	3,805548
Коефіцієнт асиметрії	1,819187	1,414469	1,554544	1,341978	1,472067

Продовження табл.3.7

Коефіцієнт ексцесу	2,945656	1,094482	1,655018	0,742061	1,461933
Варіаційний розмах	66,912	18,923	12,927	11,639	11,358
Коефіцієнт варіації	144,8076	128,6801	131,6945	126,4935	127,3525
Напівширина інтервалу	12,06458	3,660482	2,46731	2,28098	2,153152
Довірчий інтервал від	2,660691	1,367218	0,84399	0,90612	0,835048
Довірчий інтервал до	26,78985	8,688182	5,77861	5,46808	5,141352

Таблиця 3.8. Результати статистичної обробки для шкіри курки $\lambda=0,46\text{нм}$

Середнє арифметичне	16,63333	3,158889	1,755556	0,452222	0,136333
Середнє геометричне	11,17681	2,160434	1,218411	0,322671	0,101511
Середнє гармонійне	5,291648	1,075999	0,625011	0,179358	0,063093
Мода	–	–	–	–	–
Медіана	17,2	3,27	1,84	0,47	0,14
Дисперсія	127,8959	4,509711	1,341228	0,086344	0,007274
Середньоквадратичне відхилення	11,30911	2,123608	1,158114	0,293844	0,085285
Коефіцієнт асиметрії	0,105469	-0,06924	-0,12449	-0,10623	-0,14286
Коефіцієнт ексцесу	-1,51339	-1,46641	-1,49592	-1,48232	-1,48323
Варіаційний розмах	31,16	5,87	3,18	0,81	0,234
Коефіцієнт варіації	67,99062	67,22642	65,96851	64,97784	62,5561
Напівширина інтервалу	6,398612	1,201522	0,655253	0,166255	0,048254
Довірчий інтервал від	10,23472	1,957367	1,100303	0,285967	0,08808
Довірчий інтервал до	23,03195	4,360411	2,410808	0,618477	0,184587

Таким чином згідно статистичної обробки експериментальних даних встановлено довірчі інтервали значень потужності ЛВ для двох типів випромінювачів, які лежать в діапазоні від 0,470652 до 76,7369983 для довжини хвилі 0,63 мкм і в діапазоні від 0,08808 до 53,9217 для довжини хвилі 0,46 мкм; моду; медіану; варіаційний розмах; середнє квадратичне відхилення; коефіцієнти асиметрії та ексцесу для кожного типу досліджуваних біологічних тканин та випромінювачів.

3.5. Розробка лазерного терапевтичного апарату з системою зворотного зв'язку

Нами запропонований лазерний терапевтичний апарат з системою зворотного зв'язку на основі оптичного ватметра.

На основі аналізу проведеного патентного пошуку, можна зробити висновок, що найбільш близьким технічним рішенням до розроблюваного випромінювача, є лазерний медичний апарат (Патент на корисну модель UA 97054, МПК A61N5/067, A61B 18/22, A61B 18/20, опубл. 25.02.2015, Бюл. 4), що має зв'язані між собою мікропроцесор керування, з'єднаний з перетворювачем, і оптичний блок, що має два випромінювачі, що генерують лазерне випромінювання відповідно в видимому і інфрачервоному діапазонах оптичного спектру, до дистального торця загального оптоволокна під'єднаний змінний інструмент з температурним сенсором, при цьому мікропроцесор оснащений блоками індикації і ручного регулювання, а перетворювач підключений до оптоволокна і виконаний у вигляді конічного розсіювача з дифузним відображенням стінок, який комутується з мікропроцесором за допомогою вбудованого в основу фотодіода, а температурний сенсор містить температурні датчики, закріплені в кінцевій частині оптоволокна в поперечній площині з можливістю кутового переміщення і вбудовані в роз'єм змінного інструменту та з'єднані з мікропроцесором.

Задачею даного параграфу магістерської дисертації є розширення функціональних можливостей існуючих апаратів для лазеротерапії та досягнення більш високої лікувальної ефективності за рахунок контролю потужності ЛВ безпосередньо на поверхні впливу.

Поставлена задача вирішується за рахунок того, що лазерний медико-терапевтичний апарат, що має зв'язані між собою мікропроцесор керування, з'єднаний з перетворювачем, і оптичний блок, що має два випромінювачі, що генерують лазерне випромінювання відповідно в видимому і інфрачервоному діапазонах оптичного спектру, до дистального торця загального оптоволокна під'єднаний змінний інструмент з температурним сенсором, при цьому мікропроцесор оснащений блоками індикації і ручного регулювання, а

перетворювач підключений до оптоволокна і виконаний у вигляді конічного розсіювача з дифузним відображенням стінок, який комутується з мікропроцесором за допомогою вбудованого в основу фотодіода, а температурний сенсор містить температурні датчики, закріплені в кінцевій частині оптоволокна в поперечній площині з можливістю кутового переміщення і вбудовані в роз'єм змінного інструменту та з'єднані з мікропроцесором, при цьому додатково містить сенсор та вимірювач потужності доз лазерного випромінювання, пристрій порівняння, задатчик потужності лазерного випромінювання, світловий та звуковий сигналізатори, при цьому сенсор розміщений на наконечнику змінного інструменту та під'єднаний до вимірювача потужності лазерного випромінювання, який з'єднаний з пристроєм порівняння, а він з задатчиком потужності лазерного випромінювання та мікропроцесором, а мікропроцесор з світловим та звуковим сигналізаторами.

Так як потужність лазерного випромінювання являється основною дієвою компонентою комплексного впливу на об'єктивні показники життєдіяльності біологічної тканини, в даному апараті, то застосування сенсору з вимірювачем потужності доз лазерного випромінювання, пристрою порівняння дійсних значень доз лазерного випромінювання з заданими, задатчиком потужності лазерного випромінювання, та в випадку перевищення допустимих потужностей ДЛВ включенням світлової та звукової сигналізації, що гарантує безпеку пацієнта в зоні дії випромінювання та об'єктивно забезпечує оцінку вплив лазерного випромінювання на біологічні тканини (БТ) пацієнта.

На рис.3.16 зображена функціональна схема запропонованого апарату, а на рис. 3.17 одна з можливих конструкція наконечника з температурними та вимірювальними сенсорами.

Лазерний медкотерапевтичний апарат містить мікропроцесор 1 керування і оптичний блок 2, підключені до блоку 3 живлення. Оптичний блок 2 включає два лазерних випромінювачі 4 і 5, виконаних у вигляді напівпровідникових лазерних діодів, генеруючих випромінювання відповідно у видимому діапазоні (0,53-0,67 мкм) і в інфрачервоному діапазоні (0,97-1,56 мкм) довжин хвиль.

Лазерні випромінювачі 4, 5 з блоком 3 живлення пов'язані через блок 6 буферного керування, який з'єднаний з виходом мікропроцесора 1 для забезпечення безперервного та імпульсного режимів роботи при автономній і спільній дії випромінювачів 4, 5, по програмному регламенту.

Виходи лазерних перетворювачів 4 і 5 зведені в волоконно-оптичному перетворювачі 7 і через його оптичний роз'єм 8 пов'язані зі світловодом 9 (оптоволоконном), на дистальному кінці якого змонтований змінний лазерний інструмент 10, за допомогою якого здійснюється доставка випромінювання в біотканини для терапевтичного лікування або оперативних впливів і температурний сенсор 18, вбудований в роз'єм змінного інструменту та з'єднаний з одним із входів мікропроцесора 1, який вимірює та контролює зміну температури поверхні біоструктури, що дозволяє більш точно оцінити рівень впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини пацієнтів.

Оптичний роз'єм 8 служить для адаптивної передачі лазерного випромінювання потужністю до 30 Вт від оптичного блоку 2 по оптоволокну 9 діаметром 200 мкм до змінного волоконного інструменту 10 діаметром не менше 400 мкм при мінімальній втраті потужності. Оптоволокну 9 оснащено відведенням 11, за допомогою якого здійснюється комутування з перетворювачем 12, частковий контроль потужності лазерного випромінювання.

У основі конічного перетворювача 12 з дифузійним відображенням стінок змонтовані цанговий затискач 13 для кріплення оптоволокну 9, або його відводу 11, а також фотодіод 14 (приймач), закріплений в тримачі 15.

Фотодіод 14 з'єднаний з одним із входів мікропроцесора 1, який пов'язаний з блоком 16 індикації (дисплей) і блоком 17 ручного управління. В наконечнику 20 змінного інструменту (Рис. 3.17) на оптоволокну 24 з лазерним випромінюванням, змонтовано ендоскоп 23 і сенсор 25 вимірювача 26 потужності доз лазерного випромінювання (Рис. 3.16) . Сенсор 25 з'єднаний з вимірювачем 26 потужності ДЛВ, який з'єднаний з пристроєм 27 порівняння, а він з задатчиком 28 потужності лазерного випромінювання та мікропроцесором 1, а мікропроцесор 1 з світловим 29 та звуковим 30 сигналізаторами.

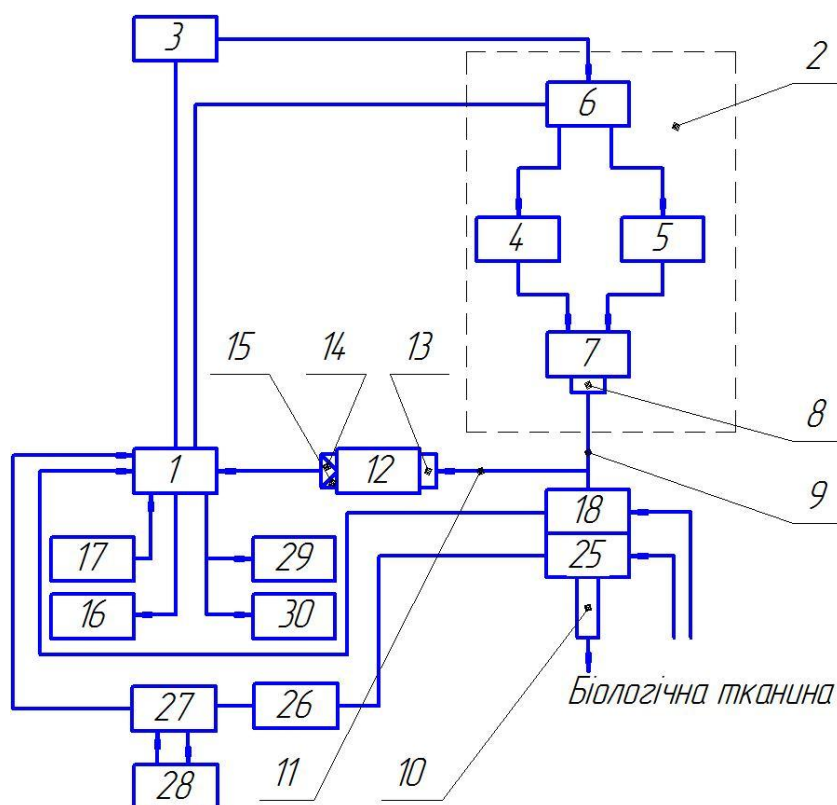


Рис.3.16 Функціональна схема лазерного терапевтичного апарату(Патент №115057):1 – мікропроцесор; 2 – оптичний блок; 3 – блок живлення; 4,5 – лазерні випромінювачі; 6 – блок буферного керування; 7 – волоконно-оптичний перетворювач; 8 – оптичний роз’єм; 9 – оптоволокно; 10 – лазерний інструмент; 11 – відвід; 12 – перетворювач; 13 – цанговий затискач; 14 – фотодіод (приймач); 15 – тримач; 16 – блок індикації; 17 – блок ручного керування; 18 – температурний сенсор; 25- сенсор вимірювача потужності доз лазерного випромінювання (ДЛВ); 26 - вимірювача потужності доз лазерного випромінювання; 27 – пристрій порівняння; 28 – датчик потужності лазерного випромінювання; 29 - світловий сигналізатор; 30 – звуковий сигналізатор.

На рис. 3.17 показана одна з можливих конструкція наконечника з температурними та вимірювальними сенсорами, що включає в себе порожнинну голку 21 на кінці якої розміщений наконечник 20 змінного інструменту. В порожнинному тілі голки проходять по каналах для оптоволокна 22, оптоволокна 9 ендоскопа 23, волоконно-оптичних термодатчиків 19 та оптоволокно 24 передачі лазерного випромінювання, на кінці якого закріплений сенсор 25 вимірювача потужності ДЛВ.

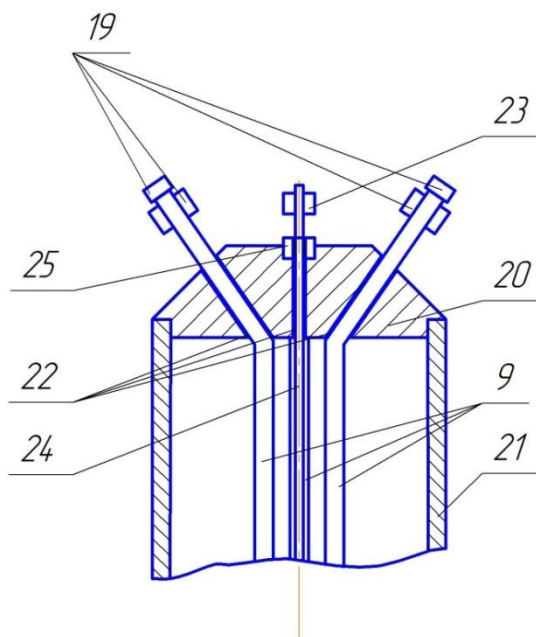


Рис. 3.17 Наконечник з температурними та вимірювальними сенсорами(Патент №115057):: 9 – оптоволокна; 19 – волоконно-оптичні термодатчики; 20 – наконечник змінного інструменту; 21 – голка; 22 – канали для оптоволокон; 23 – ендоскоп; 24 – оптоволокно лазерного випромінювання; 25- сенсор вимірювача потужності доз лазерного випромінювання (ДЛВ);

Функціонує запропонований лазерний медкотерапевтичний апарат наступним чином.

Після включення блоку 3 живлення з блоку 17 проводять установку необхідних режимів і параметрів випромінювання. При цьому в пристрої налаштовуються: конкретні значення потужності доз робочого лазерного випромінювання, потужності пілотного лазера, безперервний/імпульсний режим робочого випромінювання, параметри імпульсів. Для наведення робочого лазерного випромінювання на оброблювану область біотканини застосовується малопотужний прицільний лазер з довжиною хвилі 0,53 мкм. Зелене випромінювання прицільного лазера поширюється по оптоволокну 9 так само, як і невидиме інфрачервоне випромінювання, при цьому розмір і форма плями збігаються. Оскільки пристрій має випромінювач 4 видимого діапазону довжини хвилі, то проведення лікувальної процедури інфрачервоним випромінювачем 5 супроводжується візуалізацією зони впливу випромінюванням з довжиною хвилі (0,97-1,06) мкм.

Крім того, оскільки лазерне опромінення у видимому діапазоні довжин хвиль саме по собі надає лікувальну дію, то процедура, проводиться відразу на двох

довжинах хвиль при різних параметрах випромінювання в інфрачервоному та видимому діапазонах, що розширює технологічні можливості і ефективність впливу на біотканини .

Генерується кожним лазерним випромінювачем 4, 5 випромінювання за допомогою волоконнооптичного перетворювача 7 зводиться воедино в загальні оптоволокна 9 і далі - в інструмент 10.

При цьому через відвід 11 випромінювання подається в перетворювач 12, в якому за допомогою фотодіода 14 вимірюється параметри сформованої потужності, та їх значення відображаються на дисплеї 16 мікропроцесора 1.

За результатами оцінки вимірювання вимірювачем 26 значень доз потужностей лазерного випромінювання сенсором 25 на кінці наконечника 20 змінного інструменту в зоні дії лазера на біологічній тканині та порівняння її в пристрої 27 , на другий кінець якого підключений датчик 28 необхідної , нормованої , заданої лікарем дози лазерного випромінювання. На виході пристрою порівняння 27 інформація про знаходження потужності діючої ДЛВ на БТ в заданих межах передається на мікропроцесор 1. При виході потужності ДЛВ за задані межі з виходу пристрою порівняння 27 інформація , що поступила в мікропроцесор 1 подасть команду на включення сигналізаторів світлового 29 та звукового 30, та відключення блоку живлення 3 від блоку 6 буферного керування живленням лазерних випромінювачів 4 і 5. Вимірювання параметрів температури поверхні біологічної тканини температурним сенсором 18 здійснюють непрямий контроль впливу лазерного випромінювання інструментом 10 і активно (під час проведення опромінення) змінюють значення параметрів лазерного випромінювання до заданої шкали номіналів за допомогою блоку ручного управління 17 вручну чи через мікропроцесор 1.

Вплив на біотканину в роботі пристрою здійснюється або дистанційно через інструмент 10, або при безпосередньому контакті оптоволокон 9 з біотканиною, коли вплив здійснюється не тільки випромінюванням, а й термальним кінцем оптоволокон 9, що неминуче призводить до його обгорання і зниження інтенсивності світлового потоку.

Температурний сенсор 18 вбудований в роз'єм змінного інструменту і вимірює значення параметрів температури поверхні біологічної тканини в момент проведення лазерного впливу і відображає дані на блоці індикації 16, що дозволяє оператору підбирати і встановлювати необхідний рівень потужності за допомогою блоку ручного управління 17 вручну чи через мікропроцесор 1.

Конструктивно (Рис. 37) вимірювальний сенсор 25 потужності ДЛВ росташований в кінцевій зоні наконечника 20 змінного інструменту і включає ланцюг (Рис. 36) виміру та контролю потужності ДЛВ через блоки 26 вимірювача потужності ДЛВ, пристрою порівняння 27 підключеного до мікропроцесора 1 та задатчика 28 потужності ДЛВ. Температурний сенсор 18 включає (фіг. 2) комплект високопрецизійних волоконно-оптичних термодатчиків 19, закріплених в кінцевій частині оптоволокон 9 в торцевій і поперечній площинах з можливістю кутового переміщення, а також вбудовані в роз'єм наконечника змінного інструменту 20 закріпленні в порожнинній стандартній голці 21 і з'єднані з мікропроцесором 1.

Оптоволокна 9 з можливістю поздовжнього і кутового переміщення встановлене в похилих до периферії під кутом 30° каналах 22, розподілених на наконечнику 20.

По центру голки 21 в скрізному отворі наконечника 20, з можливістю відносного повздовжнього переміщення, змонтований ендоскоп 23 і лазерне волокно 24 та сенсор 25 вимірювання потужності ДЛВ..

З міркування безпеки лазерне волокно 24 знаходиться не безпосередньо в контакті з шкірою, а на певній відстані за рахунок висунених вперед термодатчиків 19, ендоскопа 23 та сенсорів 25 що зменшує ризик перегріву біотканини та забезпечує об'єктивний контроль потужності ДЛВ, теплового поля зони дії випромінювання.

Таким чином, запропонований апарат, дозволяє підвищити об'єктивність і точність контролю доз лазерного випромінювання (ДЛВ) та ефективність терапевтичного та оперативного впливу на біологічні тканини пацієнтів з забезпеченням гарантованої безпеки пацієнта.

Висновки до розділу 3

За отриманими результатами досліджень можна зробити висновок про те, що:

1. Гелій-неоновий випромінювач з довжиною хвилі 0,63 мкм показує значно кращу глибину проникнення ЛВ в кожен з досліджуваних зразків порівняно з неодимовим випромінювачем з довжиною хвилі 0,46 мкм. Також випромінювання з довжиною хвилі 0,63 мкм втрачає значно менше потужності на межі розділу повітря – біологічна тканина. На глибині 1 мм для сала свиней випромінювання 0,63 мкм показує потужність 50 мкВт проти 30 мкВт для випромінювання 0,46 мкм, для м'яса курки 180 мкВт проти 75 мкВт, для шкіри курки 67 мкВт проти 32 мкВт.

2. Запропонована модель моделі на основі закону Бугера-Бера з використанням корегуючої складової відносно товщини зразка пройшла перевірку адекватності, звідки можна зробити висновок про збіг параметрів моделі і відповідних властивостей модельованого об'єкта. Коливання похибки між експериментом та розрахунком, без врахування промаху при проведенні експерименту з м'ясом курки проходить в межах 10 мкВт.

Таким чином, проведенні дослідження вважаю актуальними в сучасній медицині та біології, а результати проведених експериментів є досить необхідними у сучасній біоінженерії та використанні при розробці лазерного терапевтичного апарату з системою зворотного зв'язку

За результатами розрахунків встановлено довірчі інтервали значень потужності ЛВ для двох типів випромінювачів; моду; медіану; варіаційний розмах; середнє квадратичне відхилення; коефіцієнти асиметрії та ексцесу для кожного типу досліджуваних біологічних тканин та випромінювачів.

РОЗДІЛ IV. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ «ПРИЛАД КОНТРОЛЬ ПОТУЖНОСТІ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ»

4.1. Опис ідеї проекту

Розглянувши сучасні апарати лазеротерапії представлені на ринку можна помітити як мало уваги приділяється зворотному зв'язку «пацієнт - прилад », який має контролювати фактичну потужність випромінювання в зоні впливу. У більшості апаратів він взагалі відсутній, а за наявності представлений температурними датчиками. Цілісне уявлення про зміст ідеї та можливі базові потенційні ринки, в межах яких потрібно шукати групи потенційних клієнтів описано в табл.4.1.

Таблиця 4.1. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Пропонується методика контролю потужності лазерного випромінювання для біологічних тканин різних типів з розробкою, на основі проведених досліджень, фізіотерапевтичного випромінювача	Біоінженерія	Точність та можливість аналізу показників вимірювання, універсальність, можливість модифікацій
	Косметологія	Висока ефективність лікувального ефекту, простота застосування
	Лазеротерапія	Високий терапевтичний потенціал, мобільність

Основна відмінність даної методики полягає в використанні в якості приладу вимірювання потужності лазерного випромінювання оптичного ватметра. Температурний методу контролю дає досить велику затримку відгуку приладу на перевищення встановленої межі потужності. Використання ватметра повністю нівелює цю ваду, також запропонований спосіб організації зворотного зв'язку спрощує програмне забезпечення приладу та полегшує аналіз даних у випадку використання приладу для медичних досліджень.

Таблиця 4.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/п	Технічно-економічні характеристики ідеї	Товари/концепції конкурентів			W	N	S
		Мій проект	Конкурент 1 (температурний контроль)	Конкурент 2 (без зворотного зв'язку)			
1.	Швидкість відгуку	висока швидкість (висока чутливість обладнання)	затримка на нагрівання датчика	відсутня	-	-	+
2.	Простота реалізації	складна реалізація, через специфічну вимірювальну апаратуру	Проста реалізація, через поширеності методу в багатьох галузях	Проста	+	-	-
3.	Мобільність	Може бути мобільною	Може бути мобільною	Може бути мобільною	-	+	-
4.	Достовірність результатів	залежність від попереднього налаштування	залежить від оточуючого середовища	відсутня	+	-	-

Виходячи з наведеного переліку слабких, сильних та нейтральних характеристик і властивостей ідеї потенційного товару можна дійти до висновку про конкурентоспроможність запропонованого методу. Складність реалізації компенсується високою точністю вимірів та високою швидкістю відгуку без суттєвого збільшення габаритів, а отже збереження мобільності приладу.

4.2. Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу необхідно провести аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту (табл. 4.3).

Таблиця 4.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Дослідження залежності глибини проникнення від потужності	Лабораторна установка, використання комп'ютерного ПЗ	Лабораторна установка розроблена, ПЗ розроблено	Доступно

Продовження таблиці 4.5.

2	Встановлення аналітичної залежності	Методи математичного аналізу, статистики	Розроблена методика обрахунку та аналізу	Методика описана в літературі
3	Загальна доступність методики виміру потужності	Лабораторна установка	Розроблена	Доступна
4	Розробка приладу, на основі проведених досліджень	Механічна обробка, електричний монтаж елементів	Технологія розроблена	Відносно доступні

Згідно з даними наведеними в таблиці 3 можна зробити висновок, що можливість технологічної реалізації даного проекту досить висока, оскільки технології, що використовуються при розробці продукту відносно доступні. Проте варто враховувати, що розроблена установка є експериментальною і при впровадженні її в якості приладу буде потребувати певних допрацювань.

4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Спочатку проводиться аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку (табл. 4.4).

Таблиця 4.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од.	4 “Tredex” (Харків); «Міда» (Київ); «Ютас» (Київ), Львівський завод радіоелектронної медичної апаратури,
2	Загальний обсяг продаж, грн.	615 000 (згідно [37])
3	Динаміка ринку	Стагнує (згідно [37])
4	Наявність обмежень для входу	Якісна апробація результатів.
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Дозвіл на медичні дослідження. Додаткові випробування (клінічні/доклінічні). Вимоги щодо безпечності та нешкідливості
6	Середня норма рентабельності в галузі, %	55 (згідно [37])

За результатами аналізу даної таблиці можна зробити висновок, що вітчизняний ринок медичної апаратури за попереднім оцінюванням, за умови наявності сертифікованого дозволу на впровадження медичних досліджень, є привабливим для входження: високий попит споживачів на продукцію вітчизняного виробництва (в зв'язку з її доступністю); відносна відсутність обмежень для входу; середня норма рентабельності більша ніж банківський відсоток.

Надалі визначаються потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формується орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 4.5).

Таблиця 4.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Забезпечує високу точність виміру основних параметрів	Особи зацікавлені у біофізичних дослідженнях; лікувально-профілактичні, медичні установи; реабілітаційні центри; медичні лабораторії; науково-дослідні установи.	Основні критерії, що впливають на поведінку потенційних клієнтів: Якість продукту; Наявність необхідної дозвільної документації (відповідність стандартам, сертифікати відповідності (якості), тощо); Доступність; Точність; Легкість у використанні; Особливості лікувального впливу; Рівень реклами; Рентабельність.	Високий показник «ціна/якість». Гарантійні зобов'язання. Належний рівень сервісу
2	Дає можливість аналізу отриманих результатів	Особи зацікавлені у біофізичних дослідженнях; лікувально-профілактичні, медичні установи; науково-дослідні установи.		
3	Гнучкість методики	Лікувально-профілактичні, Сустанови; реабілітаційні центри; медичні лабораторії; науково-дослідні установи.	Доступність; Точність; Легкість у використанні; Рівень реклами; Особливості лікувального впливу; Рентабельність.	Випробувана продукція (клінічні/доклінічні дослідження); Високий рівень сервісу

Продовження таблиці 4.5.

4	Доступність кожному пацієнту	Індивідуальні споживачі.	Швидкість отримання результатів; Особливості експлуатації; Особливості лікувального впливу; Рівень реклами.	Запатентована методика; Доказова база; Компанія з відомим ім'ям
5	Розробка приладу, на основі проведених досліджень	Лікувально-профілактичні, медичні установи; реабілітаційні центри; медичні лабораторії; науково-дослідні установи.	Особливості лікувального впливу; Особливості експлуатації; Особливості направленості дії	Запатентована конструкція; Доказова база; Належний рівень технічного обслуговування;

Проаналізувавши основні вимоги цільової аудиторії приладу можна дійти до висновку, що запропонована конструкція майже в повній мірі їх задовольняє. Основною аудиторією виступають медичні та науково-дослідні установи, оскільки основні переваги приладу над конкурентами будуть помітні скоріше при проведенні дослідних робіт ніж при індивідуальному використанні, незважаючи, що конструкція значно безпечніша за аналоги .

Після визначення потенційних груп клієнтів проводиться аналіз ринкового середовища: складаються таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (табл. №№ 4.6-4.7). Фактори в таблиці подавати в порядку зменшення значущості.

Таблиця 4.6. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Нові фірми конкуренти	Збільшення конкурентоздатної продукції на ринку	Вдосконалення товару; маркетингова діяльність.
2	Зниження попиту на продукцію	Неактуальність товару	Маркетингова діяльність, зниження ціни товару.
3	Нові технології	Застарілість товару	Кардинальні зміни у технології виготовленні, що призведуть до модернізації
4	Достовірність результатів	Не точність результатів	Удосконалення методики, перехід на нову
5	Технічне обслуговування	Наявність не уніфікованих елементів	Використання уніфікованих елементів

Проаналізувавши фактори загроз можна дійти до висновку, що найбільшу небезпеку представляють можливість появи нових фірм конкурентів та поява нових технологій в галузі. Поява принципово нового способу виміру потужності або фірми конкурента, що використовує аналогічну методику вірогідно сильно знизить попит на прилад запропонованої конструкції.

Таблиця 4.7. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Високий попит на продукцію	Доцільно збільшити виробництво товару та товарообіг	Збільшення одиниць товару, впровадження модифікацій товару.
2	Відсутність аналогів на ринку	Можливість монополії в даному сегменту ринку	Підвищення ціни товару.
3	Потреба в доступній методиці	Актуальна розробка з низькою собівартістю	Залучення іноземних інвестицій.
4	Зростання рівня доходів населення	Збільшення кількості продажів, підвищення ціни	Збільшення одиниць товару, підвищення ціни.
5	Впровадження нових технологій	Якісне покращення основних параметрів продукту	Підвищення попиту та ціни

Виходячи з даних наведених в таблиці 4.7 найперспективнішим є фактор відсутності аналогів на ринку з якого витікає можливість монополії в даному сегменті ринку і як результат можливість підвищення ціни без затрат на вдосконалення методики та маркетингову діяльність. Хоча вірогідність реалізації даного фактору досить низька у зв'язку з досить швидким розвитком технологій на ринку медичного обладнання.

Надалі проводиться аналіз пропозицій: визначаються загальні риси конкуренції на ринку (табл. 4.8).

Таблиця 4.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства
1. Чиста конкуренція	Окремі покупці і продавці не можуть впливати на ціну.	Концентрація діяльності підприємства на якості товару.
2. Національна конкуренція	Між компаніями всередині країни.	Варіація об'ємів виробництва, співпраця з мережами медичних закладів.

Продовження таблиці 4.8.

3. Внутрішньогалузева конкуренція	Конкурентна боротьба між підприємствами в межах однієї галузі.	Формування ринкової вартості товару.
4. Товарно-видова конкуренція	Конкуренція між товарами одного виду.	Унікальність кожного об'єкту; створення модифікацій з розширеним функціоналом.
5. Нецінова конкуренція	Вдосконалення якості продукції та умов її продажу.	Зміни у виробництві; додаткові витрати, підвищення рівня довіри клієнтів.
6. Марочна конкуренція	Конкурентні компанії пропонують подібний продукт.	Зниження цін на товар; концентрація діяльності на якісній зміні продукту. Створення власної торгової марки.

За результатами аналізу таблиці 4.8 можна зробити висновок, що запропонована конструкція демонструє високу конкурентоспроможність. Найбільш небезпечними бачаться товарно-видова та нецінова конкуренція. Оскільки товари аналоги дешевші за запропонований, а фірми, що їх виготовляють з урахуванням довгого перебування на ринку мають досить високий рівень довіри клієнтів.

Після аналізу конкуренції проводиться більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі (за моделлю 5 сил М. Портера, додаток А) (табл. 4.9).

Таблиця 4.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	«Tredex»; Інститут прикладних проблем фізики та біофізики НАН України; НМЦ «Мединтех»	Патенти на продукти; Гнучкі ціни; Законодавчі обмеження; Розміри капіталовкладень; Доступ інформаційних ресурсів. до	Диференціація витрат; Змінні витрати постачальників; Обсяги поставок; Концентрація постачальників;	Обсяг закупівель; Контроль якості; Змінні витрати; Система інформації; Прибутки;	Ціна; Змінні витрати; Лояльність споживачів
Висновки	Низька інтенсивність	Є можливості входу в ринок. Є потенційні конкуренти. Строк виходу на ринок орієнтовно один рік.	Вартість товару постачальника, умови поставки.	Умови експлуатації та якість продукції	Без обмежень

За результатами аналізу таблиці 4.9 можна зробити висновок, що в даного проекту є всі можливості роботи на ринку, враховуючи низьку інтенсивність конкуренції. Також проект повинен якісно відрізнятися від проектів-конкурентів (забезпечувати точність виміру з можливістю аналізу, бути мобільним та доступним споживачам, забезпечувати комплексний підхід).

На основі аналізу конкуренції, проведеного (табл. 4.9), а також із урахуванням характеристик ідеї проекту (табл. 4.2), вимог споживачів до товару (табл. 4.5) та факторів маркетингового середовища (табл. № 4.6-4.7) визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлюється за табл. 4.10.

Таблиця 4.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Висока точність отриманих результатів	Висока достовірність отриманих результатів, яка підтверджується якісними математичними розрахунками.
2	Можливість аналізу результатів	Дає можливість аналізувати отримані результати за допомогою комп'ютерного ПЗ, що дає можливість порівнювати значення отримані при різних умовах, різними дослідниками.
3	Доступність пацієнтам	Дає можливість використовувати індивідуальним споживачам.
4	Простота реалізації	Забезпечується використанням існуючих методів діагностики та лікування.
5	Мобільність	Може використовуватися амбулаторно та в персональних цілях.
6	Технічне обслуговування	Величина значення напрацювання на відмову вище середньої для даного класу обладнання.

На основі аналізу, таблиці 4.13 можна зробити висновок, що запропонована конструкція має ряд досить суттєвих факторів які будуть гарантувати її конкурентоспроможність. Найважливіші з них висока точність отриманих результатів та можливість аналізу даних, оскільки вони є основною відмінною рисою конструкції

За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 4.10) проводиться аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (табл. 4.11).

Таблиця 4.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Прилад контролю потужності лазерного випромінювання»

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів конкурентів у порівнянні з «Tredex»						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1	Висока точність отриманих результатів	12				+			
2	Можливість аналізу результатів	15					+		
3	Комплексний підхід	10				+			
4	Доступність пацієнтам	15					+		
5	Простота реалізації	18						+	
6	Мобільність	17						+	
7	Технічне обслуговування	15					+		

За даними таблиць 4.10 та 4.11 можна зробити висновок, що даний проект має достатню кількість сильних сторін і є конкурентоспроможним.

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 4.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл. 4.11).

Перелік ринкових загроз та ринкових можливостей складається на основі аналізу факторів загроз та факторів можливостей маркетингового середовища. Ринкові загрози та ринкові можливості є наслідками (прогнозованими результатами) впливу факторів, і, на відміну від них, ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення. Наприклад: зниження доходів потенційних споживачів – фактор загрози, на основі якого можна зробити прогноз щодо посилення значущості цінового фактору при виборі товару та відповідно, – цінової конкуренції (а це вже – ринкова загроза).

Таблиця 4.12. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: висока швидкість відгуку системи; запатентована методика; мобільність; впровадження результатів (розробка приладу); величина значення напрацювання на відмову (для розробленого приладу) вище середньої для даного класу обладнання; висока точність та можливість аналізу отриманих результатів.	Слабкі сторони: складність реалізації початківець на ринку; можливість поломок; вузька спеціалізованість; відсутність клінічних/доклінічних випробувань; не досконалість методики;
Можливості: надовго закріпитись на ринку товарів; конкурентоспроможність; інвестування іноземних компаній; модифікація існуючих апаратів та створення нових; збільшення обсягів продажів.	Загрози: зниження доходів потенційних споживачів; розвиток новітніх технологій; дешевий імпорт; збільшення конкуренції на ринку медичної апаратури; зниження попиту на продукцію.

На основі SWOT-аналізу розробляються альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок (див. табл. 4.9, аналіз потенційних конкурентів). Альтернативи ринкового впровадження основі SWOT-аналізу наведені в таблиці 4.13.

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів.

Таблиця 4.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтованій комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Залучення споживачів — робить ставку на рекламу і стимулювання кінцевих споживачів з метою створення стійкого попиту на товар.	Ймовірність висока, оскільки якщо дана альтернатива виявиться ефективною, споживачі запитуватимуть продукт у посередників, а ті в свою чергу – у виробника.	1 рік

Продовження таблиці 4.13

2	Встановлення високої первинної ціни на новий товар, щоб поступово отримати максимальний прибуток з усіх сегментів ринку, готових заплатити високу ціну. Це забезпечує компанії менші обсяги продажу за більшого прибутку з кожного продажу.	Ймовірність мала, оскільки даний продукт є початківцем на ринку.	9 місяців
3	Встановлення низької ціни на новий товар з метою залучення більшої кількості покупців і завоювання великої частки ринку.	Ймовірність висока, оскільки даний проект має велику кількість переваг, є інноваційним, що в поєднанні з низькою ціною створить великий попит серед споживачів.	6 місяців

На основі аналізу, таблиці 4.13 можна зробити висновок: з зазначених альтернатив обираємо третю. Для даної альтернативи отримання ресурсів є найбільш надійним оскільки фірма новачок на ринку зменшення ціни найпростіший спосіб залучення більшої кількості покупців і швидкого збільшення частки на ринку. Ще один фактор на користь даної альтернативи найкоротші строки реалізації.

4.4. Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (табл.4.14).

Таблиця 4. 14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтований попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу в сегмент
1	Медичні установи усіх форм власності	Готові, за умови наявності доказової бази та дозвільних документів	40-50%	Низька інтенсивність	Наявні обмеження

Продовження таблиці 4.14

2	Науково-дослідні установи, зацікавлені у біофізичних дослідженнях	Готові, за умови наявності доказової бази	30-35%	Висока інтенсивність	Наявні обмеження
3	Індивідуальні споживачі зацікавлені у біофізичних дослідженнях	Готові	20%	Низька інтенсивність	Без обмежень
Які цільові групи було обрано: медичні та науково-дослідні установи.					

За результатами аналізу потенційних груп споживачів попит може виникнути від медичних та науково-дослідних установ. Медичні установи будуть зацікавлені в підвищеній безпечності терапевтичного впливу, що гарантується високою швидкістю відгуку приладу. Для науково-дослідних установ найбільшу цікавість буде представляти точність та зручність обробки отриманих результатів.

Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформулювати базову стратегію розвитку (табл. 4.15).

Таблиця 4.15. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1	Встановлення низької ціни на новий товар з метою залучення більшої кількості покупців і завоювання великої частки ринку.	Стратегія диференційованого маркетингу	Комплексний підхід; Доступність пацієнтам; Мобільність; Висока точність результатів;	Стратегія диференціації

В якості базової стратегії розвитку обрано стратегію диференціації з встановлення низької ціни на новий товар, оскільки для входження нового товару на ринок це найефективніший спосіб залучення більшої кількості покупців і завоювання великої частки ринку. Відмінних ознак відповідно до потреб певної аудиторії приладу можна надати за рахунок обмеження функціоналу приладу і як результат здешевлення виробництва за рахунок використання уніфікованих плат для повної та спрощеної версій.

Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16).

Таблиця 4.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, аби забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурентів, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	Так	Частково нові споживачі	Ні	Стратегія заняття конкурентної ніші

В якості конкурентної стратегії обрано стратегію заняття конкурентної ніші або стратегію фахівця, оскільки проект є «першопрохідцем» на ринку і займає досить специфічну нішу між медичними та науково-дослідними установами, що у купі з високими вимогами до точності та безпечності приладу в даному сегменті малопривабливою для конкурентів.

Таблиця 4.17. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Забезпечує високу точність виміру основних параметрів; Дає можливість аналізу отриманих результатів; Гнучкість методики; Доступність кожному пацієнту;	Стратегія диференціації	Комплексний підхід; Доступність пацієнтам; Мобільність; Висока точність результатів;	За показниками якості; За сферою застосування; За різновидом товару;

Фірма буде позиціонуватись як фахівець у вузькій галузі основні акценти будуть зроблені на точність виміру основних параметрів випромінювання, зручність обробки даних при використанні приладу для науково-дослідних робіт та підвищену безпечність при використанні в якості терапевтичного приладу в медичних установах. При цьому випуск спрощених моделей дозволить охопити аудиторію зацікавлену в індивідуальному використанні приладу.

4.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Першим кроком є формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Для цього у табл. 4.18 потрібно підсумувати результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 4.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вимога, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Точність	Забезпечує високу точність виміру основних параметрів.	Точність вимірювання забезпечується використанням оптичного ватметра.
2	Аналіз	Дає можливість аналізу отриманих результатів.	Якісний аналіз результатів забезпечується математичним аналізом та використанням комп'ютерного ПЗ.
3	Доступність	Доступність кожному пацієнту.	Невисока вартість.
4	Мобільність	Зручна та мобільна конструкція.	Мобільність конструкції.
5	Захист від копіювання	Запатентована методика та пристрій.	Запатентований пристрій

До продукції в даному сегменті ринку висувають п'ять основних вимог і проведення виміру за запропонованою методикою задовольняє їх усі. Точність вимірів досягається за рахунок використання оптичного ватметра. Аналіз даних спрощується за рахунок виміру потужності безпосередньо, а не через кореляцію з температурою, як в приладах аналогах. Невисока вартість обумовлена стратегією конкурентної поведінки фірми. Мобільність приладу не поступається аналогам за рахунок невеликих габаритів. Методика захищена від копіювання патентом.

Надалі розробляється трирівнева маркетингова модель товару: уточнюється ідея продукту та/або послуги, його фізичні складові, особливості процесу його

надання (табл. 4.19). Орієнтовний перелік можливих характеристик товару наведено у додатку С.

Таблиця 4.19. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Методика дослідження потужності лазерного випромінювання, яка забезпечує високу точність отриманих результатів, з можливістю аналізу. Розробка приладу зворотного зв'язку з використанням оптичного ватметра, на основі проведених досліджень.		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	Вартість обслуговування	М	Е
	Спосіб контролю потужності	Нм	Тх
	Строк безвідмовної праці	Нм	Тх
	Трудомісткість виготовлення	Нм	Тх
	Зручність управління	Нм	Тх
	Мобільність	Нм	Тх
	Якість: патент на корисну модель, технічний регламент щодо медичних виробів.		
	Пакування: коробка з гофрокартону.		
	Марка: НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського» Методика дослідження затухання потужності лазерного випромінювання в біологічних тканинах.		
III. Товар із підкресленням	До продажу: можливість аналізу та виключення хибних результатів.		
	Після продажу: можливість створення нових та модифікації існуючих фізіотерапевтичних апаратів.		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: патентування методики та пристрою.			

За задумом товар представляє собою прилад зворотного зв'язку з використанням оптичного ватметра, на основі проведених досліджень з використанням методики дослідження потужності лазерного випромінювання, яка забезпечує високу точність отриманих результатів, з можливістю аналізу. Методика, як і прилад захищені патентом

Після формування маркетингової моделі товару слід особливо відмітити – чим саме проект буде захищено від копіювання. Захист може бути організовано за рахунок захисту ідеї товару (захист інтелектуальної власності), або ноу-хау, чи комплексне поєднання властивостей і характеристик, закладене на другому та третьому рівнях товару.

Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар (остаточне визначення ціни відбувається

під час фінансово-економічного аналізу проекту), яке передбачає аналіз ціни на товари-аналоги або товари субституту, а також аналіз рівня доходів цільової групи споживачів (табл. 4.20). Аналіз проводиться експертним методом.

Таблиця 4.20. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	Апарат ФП Лика-терапевт М	5500 грн.	8000-15000 грн.	7000 грн.
2	Апарат АМ Лазмик	12300 грн.		5500 грн.

Проаналізувавши рівень цін на товари-замінники та з орієнтацією на рівень доходів цільової групи споживачів верхня та нижня межі встановлення ціни на товар 7000 та 5500 грн. Встановлювати ціну нижче 5500 грн не рентабельно через собівартість компонентів приладу, а підняття цін вище 7000 грн буде суперечити обраній стратегії конкурентної поведінки

Наступним кроком є визначення оптимальної системи збуту (табл. 4.21)

Таблиця 4.21. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Орієнтація на регулярні поставки	Встановлення контактів із споживачами та підтримка їх Формування попиту і стимулювання збуту Дослідницька робота зі збору маркетингової інформації Зменшення витрат в ході збуту продукції	0 (без посередників)	Власна система збуту

В якості оптимальної системи збуту обрано створення власної з нульовою глибиною каналу збуту (без посередників), оскільки з огляду на специфіку галузі

об'єми поставок будуть досить малі. Ще одним аргументом на користь власної системи збуту є необхідність особистого встановлення контактів із споживачами на початкових етапах з ціллю підвищення довіри до фірми, що стане гарним підґрунтям для подальшої домовленості про регулярні поставки.

Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів

(табл. 4.22).

Таблиця 4.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Орієнтація на регулярні поставки	Формальні/неформальні канали комунікацій	Комплексний підхід; Доступність пацієнтам; Точність вимірів; Мобільність;	Інформування споживачів; Розвиток попиту; Стимулювання продажу; Пошук вигідних партнерів;	Даний продукт є інноваційним та унікальним

Основним засобом інформування про товар для обраної цільової аудиторії, а саме медичні та науково-дослідні установи, виступає участь у наукових конференціях з поясненням методики проведення вимірів та наведенням результатів досліджень виконаних за даною методикою. Також ефективний спосіб залучення нових клієнтів участь у виставках медичного та медико-технічного напрямку.

Результатом пункту 5 є ринкова (маркетингова) програма, що включає в себе концепції товару, збуту, просування та попередній аналіз можливостей ціноутворення, спирається на цінності та потреби потенційних клієнтів, конкурентні переваги ідеї, стан та динаміку ринкового середовища, в межах якого буде впроваджено проект, та відповідну обрану альтернативу ринкової поведінки.

Висновки до розділу 4

На основі проведеного аналізу можна зробити наступні висновки:

Можливість ринкової комерціалізації проекту досить висока, оскільки наявний високий попит споживачів на продукцію вітчизняного виробництва (в зв'язку з її доступністю); відносна відсутність обмежень для входу; позитивна динаміка ринку медичного обладнання; середня норма рентабельності більша ніж банківський відсоток.

В даного проекту є всі можливості роботи на ринку, враховуючи низьку інтенсивність конкуренції. Він якісно відрізняється від проектів-конкурентів, має достатню кількість сильних сторін та є конкурентоспроможним. Складність реалізації компенсується високою точністю вимірів та високою швидкістю відгуку без суттєвого збільшення габаритів, а отже збереження мобільності приладу.

За результатами аналізу потенційних груп споживачів попит може виникнути від медичних та науково-дослідних установ. Медичні установи будуть зацікавлені в підвищеній безпечності терапевтичного впливу, що гарантується високою швидкістю відгуку приладу. Для науково-дослідних установ найбільшу цікавість буде представляти точність та зручність обробки отриманих результатів.

Для даного проекту обрано альтернативу (варіант) впровадження - встановлення низької ціни на новий продукт з метою залучення більшої кількості покупців і завоювання великої частки ринку.

Враховуючи високий попит споживачів, позитивну динаміку ринку медичної апаратури, низьку інтенсивність конкуренції та якісні відмінності даного продукту від продуктів конкурентів, вважаю доцільним подальше впровадження проекту.

Висновки

На основі огляду та аналізу літературних джерел запропонована класифікація методів та способів впливу лазерним випромінюванням, апаратів для лазеротерапії та комбінованих фізіотерапевтичних апаратів із порівнянням їх характеристик

В результаті вивчення та аналізу літературних джерел, за темою дослідження, встановлено, що біологічні тканини, такі як шкіра, є оптично неоднорідними поглинаючим середовищами із середнім показником заломлення, більшим, ніж у повітря, тому на межі розділу біооб'єкт - повітря частина випромінювання відбивається (Френелевське відбиття), а інша частина проникає в біотканини.

Крім поглинання, шкіра характеризується значним світлорозсіюванням, тобто є сильно розсіюючим каламутним середовищем, так як складається з великого числа випадково розподілених в об'ємі розсіюючих центрів. Ступінь розсіювання залежить від довжини хвилі випромінювання і оптичних властивостей біотканини.

1. За отриманими результатами досліджень затухання потужності ЛВ для біологічних тканин різних типів можна зробити висновок про те, що гелій-неоновий випромінювач з довжиною хвилі 0,63 мкм показує значно кращу глибину проникнення ЛВ в кожен з досліджуваних зразків порівняно з неодимовим випромінювачем з довжиною хвилі 0,46 мкм. Також випромінювання з довжиною хвилі 0,63 мкм втрачає значно менше потужності на межі розділу повітря – біологічна тканина. На глибині 1 мм для сала свиней випромінювання 0,63 мкм показує потужність 50 мкВт проти 30 мкВт для випромінювання 0,46 мкм, для м'яса курки 180 мкВт проти 75 мкВт, для шкіри курки 67 мкВт проти 32 мкВт.

2. Розроблена модель на основі закону Бугера-Бера з використанням корегуючої складової відносно товщини зразка, яка дозволяє встановлювати якісні аналітичні залежності між потужністю впливаючого ЛВ та: потужністю після проходження ЛВ через певну біотканину.

3. В стартап-проекті було проведено маркетинговий аналіз перспектив реалізації запропонованих науково-технічних рішень та пропозицій щодо методики дослідження електропровідності біологічних тканин та оцінювання можливостей їх

ринкового впровадження. В результаті, враховуючи високий попит споживачів, позитивну динаміку ринку медичної апаратури, низьку інтенсивність конкуренції та якісні відмінності даного продукту від продуктів конкурентів, вважаю доцільною подальшу імплементацію проекту.

Список використаних джерел

1. Берлиен Х.П. Прикладная лазерная медицина / П. Берлиен, И. Мюллер - М.: Интерэкспорт, 2007г. – 245 с.
2. Оржешковский В.В. Клиническая физиотерапия / Оржешковский В.В. – К.: 1984 г. – 304 с.
3. Клячкин Л.М., Виноградова М.Н. Физиотерапия. / М. Клячкин, Н. Виноградова – М.: 1995 г. – 287 с.
4. Лазеропунктура в невропатологии / [Анищенко Г.Я., Полянская З.М., Даллакян И.Г. и др.] – М.: 1991. – 21 с.
5. Основы лазерной физио- и рефлексотерапии / [Козлов В.М., Буйлин В.А., Самойлов Н.Г. и др.]; Под ред. О.К. Скобелкина.– Самара-Киев 1993.– 216 с.
6. Ромоданов А.Г., Ромоданов С.А. Применение CO₂-лазера при удалении опухолей головного мозга / Г. Ромоданов, А.Ромоданов // Клиническая хірургія – 1984. – № 1. – С. 39 – 42.
7. Пономаренко Г.Н. Физические методы лечения: Справочник / Пономаренко Г.Н. – СПб: 2002 г. – 255с.
8. Самосюк И.З. Терапия лазерным сканирующим лучом: Инстр. по применению лазерных сканирующих устройств / З. Самосюк, Е. Шимков, В. Чухраев – К.: 2000 – 182 с.
9. Тышкевич Т.Г. Сканирующая лазеротерапия параличей и парезов мышц конечностей и лицевого черепа: Метод, рекоменд. / Г. Тышкевич, П. Берснев – СПб., Б.и.: 1997 г. - 14 с.
10. Полонский А.К. Экспериментально-клинические аспекты магнитолазерной терапии / А.К. Полонский //Патология, физиология и экспериментальная терапия. – 1984. – № 3. – С. 49-52.
11. Карклиньш Э.В., Амелин А.В., Банцевич Л.М. // Магнитология: Тез. докл. Всесоюз. науч.-практ. конф., Витебск, 1—3 окт. 1980 г. — Витебск, 1980. — С. 60—61.
12. Демецкий А.М., Карташев И.Г. / Всес. науч.-практ. конф. по применению магнитотерапии в медицине. – Витебск, 1980. – С. 81–83.

13. Демецкая, Н.А. Лечение посттравматических отеков при помощи постоянного магнитного поля: Автореф. дис. канд. мед. наук. - М., 1983.-19с.
14. Боголюбов В.М., Скурихина Л.А. // Вопр. курортологии, физиотерапии и ЛФК. – 1981. – № 6. – С. 64–69.
15. Влияние магнитных полей на семенники: Монография / С.М. Хлынин, Н.А.Удинцев. - Томск: ТГУ, 1980. – 125 с.
16. Улащик В.С., Лукомский И.В. Общая физиотерапия: Учебник, Минск, «Книжный дом», 2003 г.
17. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н. Общая физиотерапия: Учебник. / М.Боголюбов, Н. Пономаренко – М., 1999 г.
18. Боголюбова В.М. Техника и методика физиотерапевтических процедур / Боголюбова В.М. — М.: Медицина, 1993.—352 с.
19. Двалишвили М.Ю. Механизмы действия лазерного излучения средней интенсивности на ткани: Дис...к-та мед. наук: 14.00.16. – СПб., 2006. – 108 с.
20. Гельфонд М.Л. Фотофизические и фитохимические методы лечения злокачественных опухолей (клинико-экспериментальное исследование): Дис. д-ра мед. наук: 14.00.14. – СПб., 2006. – 222 с.
21. Аппарат лазерной терапии АМ Лазмик электротерапии [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: <http://medicam.com.ua/products/apparat-lazernoj-terapii-am-lazmik>.
22. Аппарат лазерный терапевтический "Лика-терапевт М" электротерапии [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: <http://www.fotonikaplus.com.ua/produktsiya/lazernye-apparaty/apparat-lazernyj-terapevticheskij-lika-terapevt-m.html>.
23. Opton Pro [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: http://medgarant.net.ua/catalog/laser-systems/opton_pro/.
24. Аппарат лазера терапевтический 5000 LASER [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: <https://medmax.com.ua/equipment/physiotherapy/laser-therapy/5000-laser.html>.

25. Апарат магніто-інфрачервоно-лазерний терапевтичний «Мілта Ф-8-01» LASER [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <http://biomed.ua/ua/produktsiya/fizioterapiya/lazernaya-terapiya/apparat-magnito-infrakrasno-lazernyj-terapevticheskij-milta-f-8-01-5-7-vt-detail>.

26. Аппарат для физиотерапии комбинированный МИТ-11 [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.medintex.com/apparat-dlya-fizioterapii-kombinirovannyj-mit-11>.

27. Апарат лазерний терапевтичний «QUANTRON-LASER»11 [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <http://zff.vntu.edu.ua/index.php?id=45>.

28. Аппарат лазерной терапии АЛТ Узор-А-2К11 [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.medrk.ru/shop/apparaty-fizioterapevticheskie/medicinskoe-oborudovanie/id-239>.

29. РЛС-Пациент: Ежегодный бюллетень: Вып. 3: Пособие для врача. – Издательство «РЛС», 2002. – 1052 с.

30. Пушкарева А. Е. Методы математического моделирования в оптике биотканей / А. Е. Пушкарева. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.

31. Морман Д., Хеллер Л. Физиология сердечно-сосудистой системы. – СПб.: Питер, 2000. – 250 с.

32. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. – Саратов: Изд-во Саратов. Ун-та, 1998. – 384 с.

33. Niemz M.H. Laser – Tissue Interactions: Fundamentals and Applications. – Berlin, 1996. – 305 p.

34. РЛС-Пациент: Ежегодный бюллетень: Вып. 3: Пособие для врача. – Издательство «РЛС», 2002. – 1052 с.

35. Dolotov L.E., Sinichkin Yu.P., Tuchin V.V., Utz S.R., Altshuler G.B., I.V. Yaroslavsky. Design and Evaluation of a Novel Portable Erythema-Melanin-Meter // Lasers in Surgery and Medicine. – 2004. – V. 34. – P. 127-135.

36. Cheong W.-F., Prahl S.A., Welch A.J. A Review of the Optical Properties of Biological Tissues // IEEE Journal of Quantum Electronics. – 1990. – V. 26, №12. – P. 2166-2185.

37. Jacques S.L. Origins of Tissue Optical Properties in the UVA, Visible, and NIR Regions // Advances in Optical Imaging and Photon Migration. – 1996. – V. 2. – P. 364-369.

38. Исимару А. Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах. Т. 1. Однократное рассеяние и теория переноса. – М.: Мир, 1981. – 281 с.

39. Goldman M.P., Bennet R.G. Treatment of Teleangiectasias: a Review // Journal of the American Academy of Dermatology. – 1987. – V. 17. – P. 167-182.

40. Dintenfass L. Rheology of Blood in Diagnostic and Preventive Medicine. – Boston-London, 1976. – 30 p.

41. van Gemert M.J.C., Jacques S.L., Sterenborg H.J.C.M., Star W.M. Skin Optics // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 1989. – V. 36, №12. – P. 1146-1154.

42. Джонсон К., Гай А. Воздействие неионизирующего электромагнитного излучения на биологические среды и системы. // ТИИЭР – 1972. – Т. 60, №6. – С. 49-79.

43. Douven L.F.A., Lucassen G.W. Retrieval of Optical Properties of Skin from Measurement and Modelling the Diffuse Reflectance // Proc. SPIE. – 2000. – V. 3914. – P. 312-323.

44. Bolin F.P., Preuss L.E., Taylor R.C., Ference R.J. Refractive Index of Some Mammalian Tissues Using a Fiber Optic Cladding Method // Applied Optics. – 1989. – V. 28. – P. 2297-2303.

45. Muller U., Jagemann, Fishbacher C., Danzer K., Mertes B. Zeitschrift fur Physicalische Chemie // International Journal of Research in Physical Chemistry and Chemical Physics. – 1995. – Vol. 191. – P. 179-190.

46. Б.Н.Тютюнников. Химия жиров. М.: Пищевая промышленность, 1974. – 448 с.

47. Cheong W.-F. Summary of Optical Properties // Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue / Ed. by Welch A.J. and van Gemert M.J.C. – N.Y., 1995. – P. 275-304.

48. Sankaran V., Maitland D.J., Walsh J.T., Schonenberger K. Polarization Discrimination of Coherently Propagating Light in Turbid Media // Applied Optics. – 1999. – V. 38, №19. – P. 4252-4261.

49. Исаченко В.П., Осипова В.А., Сукомел А.С. Теплопередача: Учебник для вузов. – М.: Энергоиздат, 1981. – 416 с.

50. Valvano J.W. Tissue Thermal Properties and Perfusion // Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue / Ed. by Welch A.J. and van Gemert M.J.C. – N.Y., 1995. – P. 445-488.

51. Гинзбург А.С., Громов М.А., Красовская Г.И. Теплофизические характеристики пищевых продуктов. – М.: Агропромиздат, 1990. – 287 с.

52. Тимчик Г. С. Моніторинг зміни температур при лазерній терапії / Г. С. Тимчик, М. Ф. Терещенко, М. Р. Печена. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2014. – №47. – С. 156–162.

53. М. Ф.Терещенко Дослідження впливу лазерного випромінювання на температурні процеси в біологічних тканинах / М. Ф.Терещенко, Г. С. Тимчик, О. Г. Ляшенко, О. С. Гнатейко. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2015. – №49. – С. 153–158.

54. Кокодий Н.Г. Тепловые процессы в коже человека при облучении лазерными импульсами / Н.Г. Кокодий, В.А. Тиманюк, А.М. Коробова // Матеріали XLVII Міжнародної науково-практичної конференції «Застосування лазерів у медицині та біології».–2017.–С. 137–139.

55. Швидкий В.В., Терещенко М.Ф. Лазерні технології в медичному приладобудуванні / АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ // Матеріали 5-ї Міжнародна науково-технічна конференція молодих учених та студентів 17-18 листопада 2016 р. / Тернопіль – ТНТУ, 2016. – 396. С. 340 – 341.Швидкий В.В., Терещенко Н.Ф. Динамика изменения и определения параметров лазерного излучения в биологических средах / Приборостроения – 2017 // Материалы 10-й

Международной научно-технической конференции в 2 томах. Том1. 1-3 ноября 2017 г. / Республика Беларусь, г. Минск, 2017, БНТУ- 265 с. С. 158 – 159.

56. Швидкий В.В., Терещенко М.Ф., Методи контролю зміни параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах / АКТУАЛЬНІ ПРОБЛЕМИ АВТОМАТИКИ ТА ПРИЛАДОБУДУВАННЯ // Матеріали I Міжнародної науково-технічної конференції 7-8 грудня 2017 р. / Україна, м. Харків, 2017, НТУ «ХПІ» .- 252 с. С 93 – 94.

57. Швидкий В.В., Терещенко М. Ф. Динаміка змін параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2017.– Вип. 54(2)/ 2017 ,– С.111-117.. **(фахове видання)**

58. Швидкий В. В., Терещенко М. Ф., Чухраєв М.В., Яковенко І.О., Аналіз глибини проникнення та розсіювання лазерного випромінювання різних типів випромінювачів / Лазерна хірургія. Матеріали науково-практичної конференції «Лазерні технології в клінічній медицині: сучасні тенденції розвитку в Україні» / укл. В.В. Холін, А.В. Корунець. – Черкаси:Вертикаль. Видавець С.Г. Кандич, 2018.- 298 с. іл.– С. 284-288.

59. Патент України № 115057 опубл. в бюл. № 6, 2017 р. 27.03.2017 р Заявка №u 201611878 від 23.11.2016 р Лазерний медикотерапевтичний апарат. Терещенко М.Ф., Швидкий В.В., Кравченко А.Ю., Паткевич О.І., Басюк М.П

Патент України № 124608 опубл. в бюл. № 7, 2018 р. 10.04.2018 р Заявка №u 201712340 від 13.12.2017 р Лазерний терапевтичний апарат. Терещенко М.Ф., Швидкий В.В., Чухраєв М.В., Паткевич О.І., Шевченко В.В.

60. Швидкий В. В., Терещенко М.Ф, Моделювання змін параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах// Матеріали XI науково-практичної конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування», 15-16 травня 2018 р., м. Київ, ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського – 126 с. С.96

61. Швидкий В. В., Терещенко Н.Ф, Кравченко А.Ю. Новые направления развития приборостроения// Материалы 10-й Международной научно-техничес. конфер. молодых ученых и студ. 26-28 апреля 2017 г. в 2 томах/ Минск, БНТУ, 2017,- Том 1. С. 155-156.



**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ПРИЛАДОБУДІВНИЙ ФАКУЛЬТЕТ
КАФЕДРА ВИРОБНИЦТВА ПРИЛАДІВ**

Магістерська дисертація на тему:
**Контроль параметрів лазерного
випромінювання в апаратах лазеротерапії**

Виконав:

студент гр. ПБ-62м, ПБФ

Швидкий В.В.,

Науковий керівник:

Терещенко М. Ф., доцент, к. т. н.

Київ 2018

АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ

2

Застосування лазерної терапії окремо або в комбінації з іншими методами фізіотерапії дає результати зіставні з результатами медикаментозного лікування, а іноді навіть кращі за нього. Доцільність застосування цих методів обумовлена тим, що біологічна система організму не розпізнає медикаменти при їх введенні як природний біологічний компонент, а тому їх вплив є штучним, внаслідок якого можуть виникати алергічні реакції. Проте всі показники терапевтичної дії лазерного опромінення організму, органів і тканин недостатньо вивчені і не завжди можуть бути виведені з реакцій на рівні клітин та біологічних рідин.

В зв'язку з індивідуальним характером чутливості до фізіотерапевтичного впливу, для того щоб гарантувати позитивний лікувальний ефект необхідно контролювати потужність лазерного випромінювання безпосередньо на поверхні впливу. Такий спосіб отримання інформації спростить програмне забезпечення апаратів за рахунок відсутності необхідності вираховувати значення потужності з інших параметрів, що також підвищить ефективність роботи зворотного зв'язку.

МЕТА ДОСЛІДЖЕННЯ

Мета дослідження – встановлення залежності зміни потужності лазерного випромінювання в біологічних тканин різних типів від параметрів лазерного випромінювання.

ОБ'ЄКТ ДОСЛІДЖЕННЯ

Об'єктом даного наукового-практичного дослідження є біофізичні процеси проникнення та розповсюдження лазерного випромінювання у біологічних тканинах.

ПРЕДМЕТ ДОСЛІДЖЕННЯ

Предметом дослідження є встановлення значень параметрів лазерного випромінювання, які забезпечують необхідну потужність випромінювання на певній глибині в конкретному біологічному шарі, судині, тканині чи системі.

НАУКОВА НОВИЗНА

Розроблено математичну модель затухання потужності ЛВ на основі закону Бугера – Бера з корегуючою складовою на основі експериментальних даних, з метою - мінімізації часу проведення процедури та максимізації лікувального ефекту для пацієнта.

ЗАВДАННЯ ДОСЛІДЖЕННЯ

- a. Огляд методів та засобів виміру потужності лазерного випромінювання при проходженні крізь біологічні тканини;
- b. Розробка та обґрунтування плану експерименту;
- c. Розробка та складання експериментальної установки для виміру потужності лазерного випромінювання;
- d. Проведення експериментів по виміру потужності лазерного випромінювання при проходженні крізь біологічні тканини;
- e. Обробка та аналіз отриманих результатів.

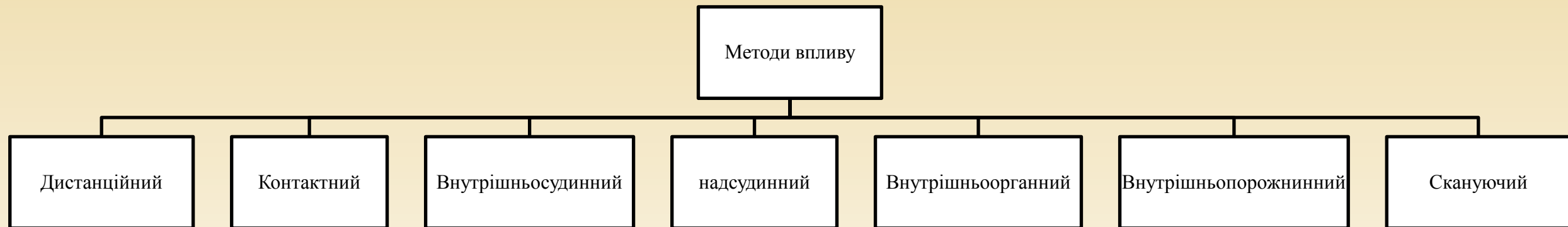
Роботи проводились на основі завдань:

1. Цільової програми наукових досліджень НАН України «Матеріали для медицини і медичної техніки та технології їх отримання і використання» на 2017-2021 роки, затвердженої Постановою Президією НАН України №76 від 15.03.2017.
2. Договору про співробітництво між ПБФ НТУУ “ КПІ ім. І. Сікорського” та ТОВ НМЦ «Мединтех» №5/2014 від 10.07.2014 р. Дослідженні залежності затухання потужності лазерного випромінювання для біологічних тканин різних типів та розроблені методики визначення величини затухання в залежності від товщини біотканини з можливістю аналізу та прогнозування результатів (Патент України № 115057).

В роботі було розроблено та запатентовано лазерний медикотерапевтичний апарат в двох варіаціях (патент України №115057 та патент України №117101).

Класифікація методів впливу лазерним випромінюванням

5



Оптичні параметри шкіри

6

Коефіцієнт розсіювання:

$$\mu_s = \rho_s \delta_s$$

Де ρ_s - числова концентрація розсіювачів

$$\delta_s = \frac{P_s}{I_0}$$

P_s - потужність випромінювання розсіяного на біологічному середовищі;

I_0 - інтенсивність падаючого променя.

Коефіцієнт поглинання:

$$\mu_a = \rho_a \delta_a$$

Де ρ_a - числова концентрація поглиначів

$$\delta_a = \frac{P_a}{I_0}$$

P_a - потужність оптичного випромінювання поглинена біологічним середовищем

Оптична глибина проникнення δ [м] - означає глибину тканини, на якій інтенсивність дифузно розсіяного світла зменшується в порівнянні із значенням інтенсивності падаючого випромінювання в e раз.

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{3 \cdot \mu_a \cdot (\mu_a + \mu'_s)}}$$

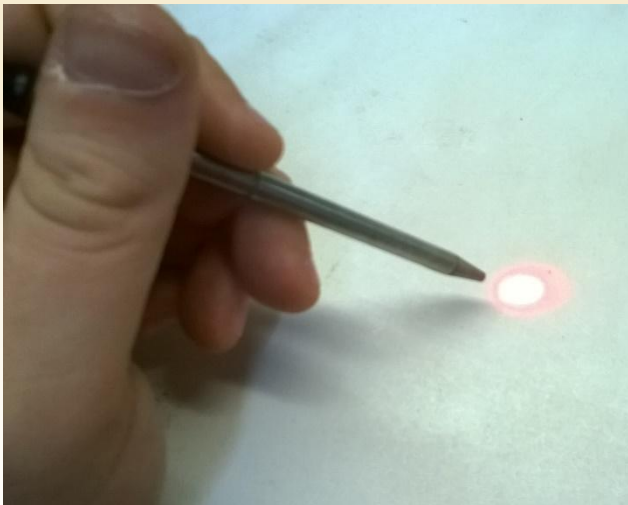
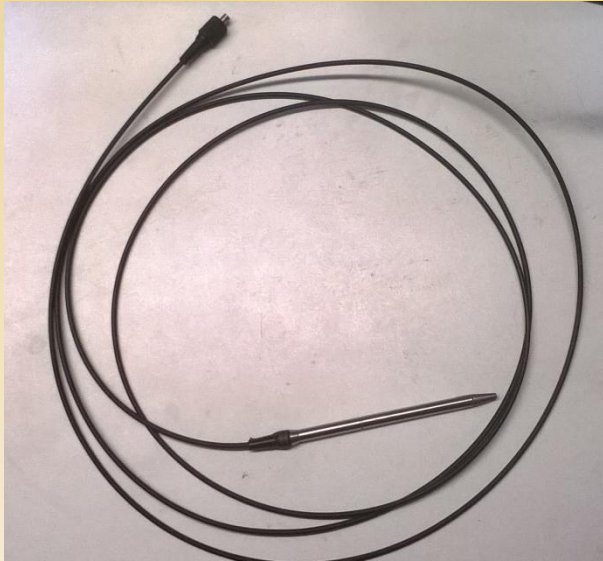
величина оптичної щільності (OD) епідермісу, яка є результатом наступного добутку:

$$OD = \mu_{mal} \cdot h_e$$

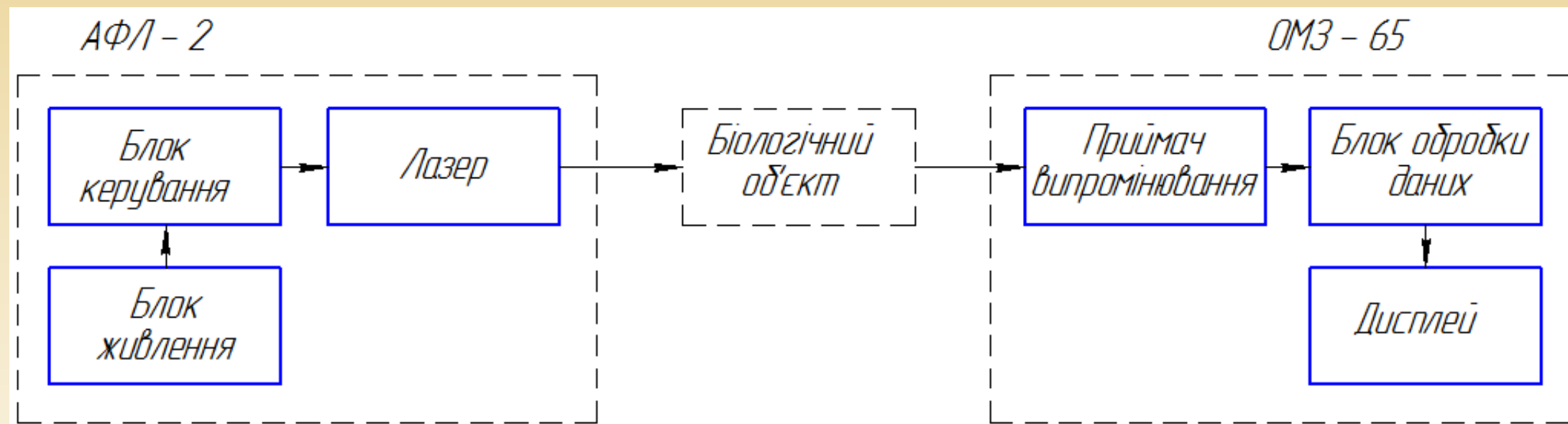
Де μ_{mal} - коефіцієнт поглинання меланіну;

h_e - товщина епідермісу

Дослідження затухання потужності лазерного випромінювання в біологічних тканинах для гелій-неонового випромінювача з довжиною хвилі 0,63 мкм



СТРУКТУРНА СХЕМА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ УСТАНОВКИ



Апаратурна установка, що використовувалась 9 для проведення дослідів



1) АФЛ-2,

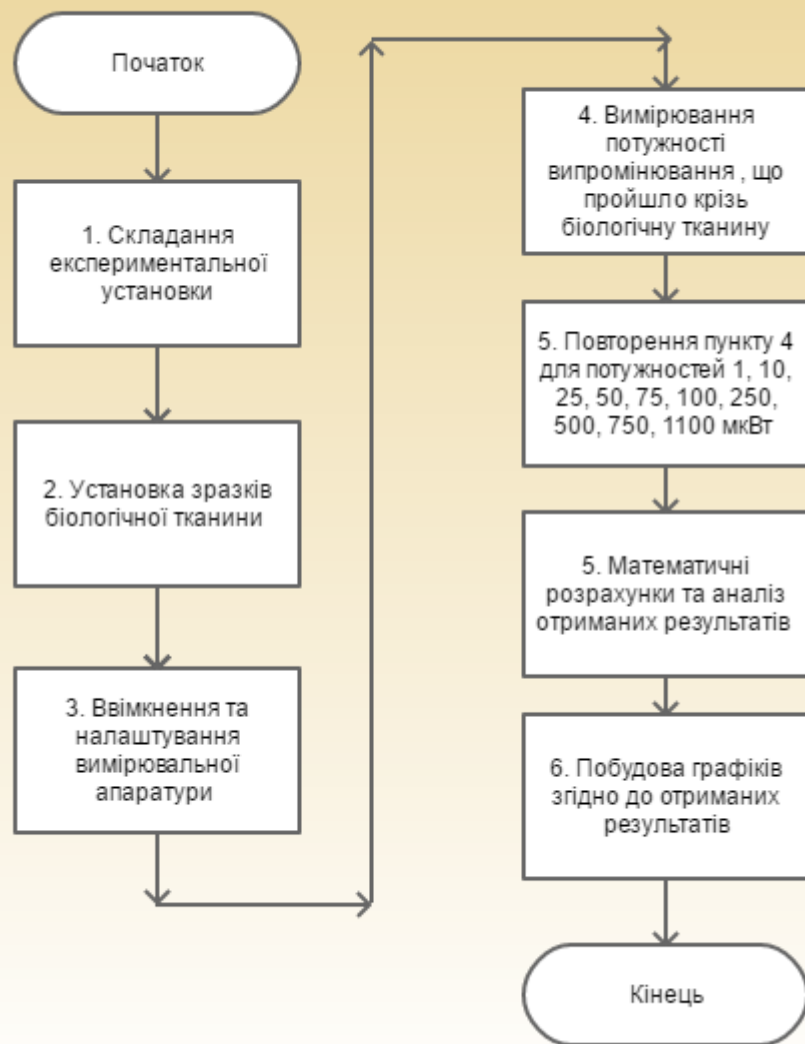
2) наконечник світловода,

3) біологічний зразок,

4) приймач оптичного ватметра ,

5) оптичний ватметр ОМЗ – 65,

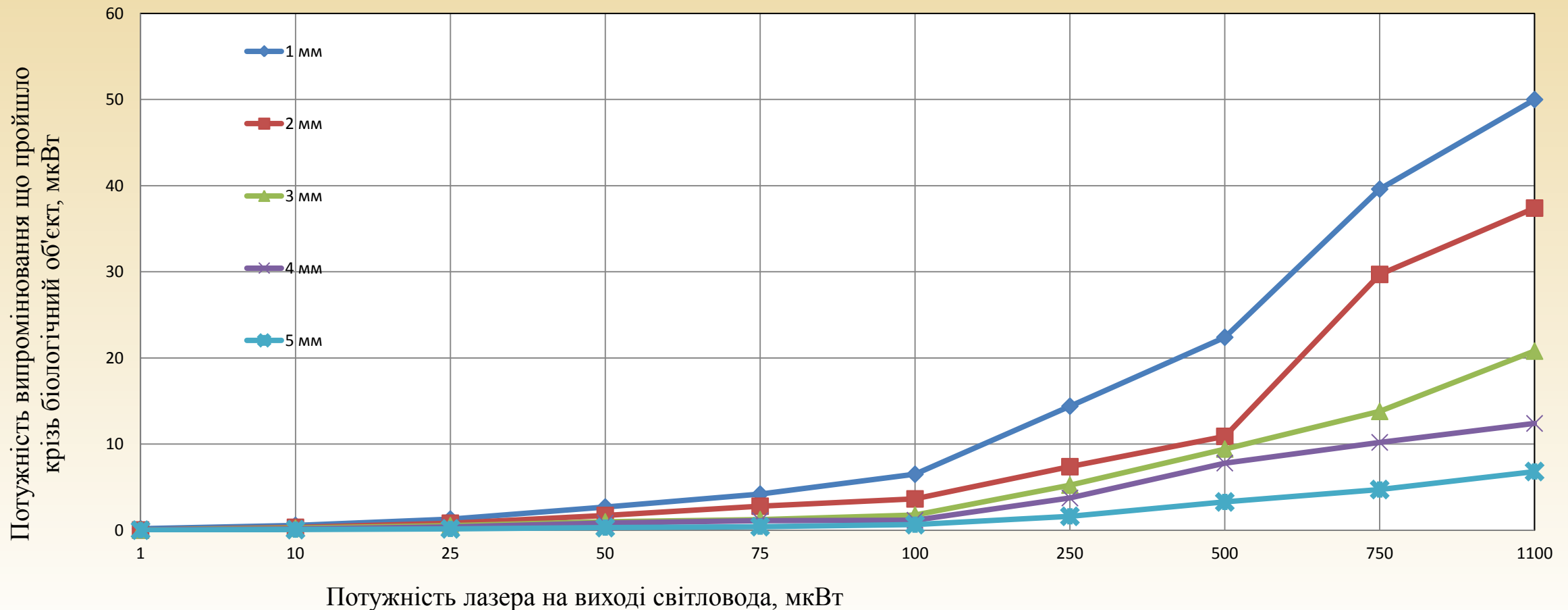
АЛГОРИТМ ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТУ



Біологічні тканини піддавалися впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм і потужністю 1 – 1100 мкВт без модуляції (безперервний режим) випромінювання. У якості джерела впливу було обрано апарат фізіотерапевтичний лазерний АФЛ – 2. Вимірювальним засобом було обрано оптичний ватметр поглинутої потужності ОМЗ – 65, основна похибка вимірювання – не більше 15%.

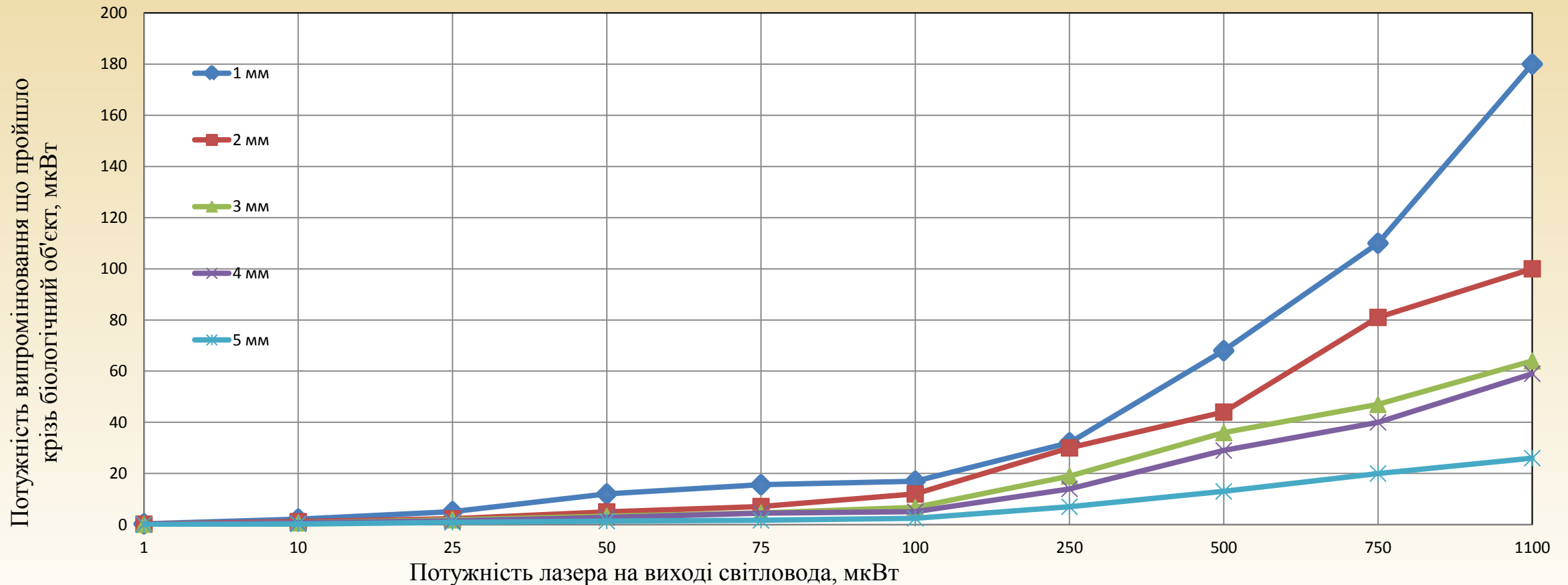
Дослідження зміни потужності ЛВ проводилось на п'яти зразках кожної з названих тканин товщиною 1 – 5 мм. Вимірювання проводилось для десяти значень потужності на виході світловода 1, 10, 25, 50, 75, 100, 250, 500, 750, 1100 мкВт.

Залежність потужності випромінювання, що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для сала свиней товщиною 1 мм – 5 мм підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм



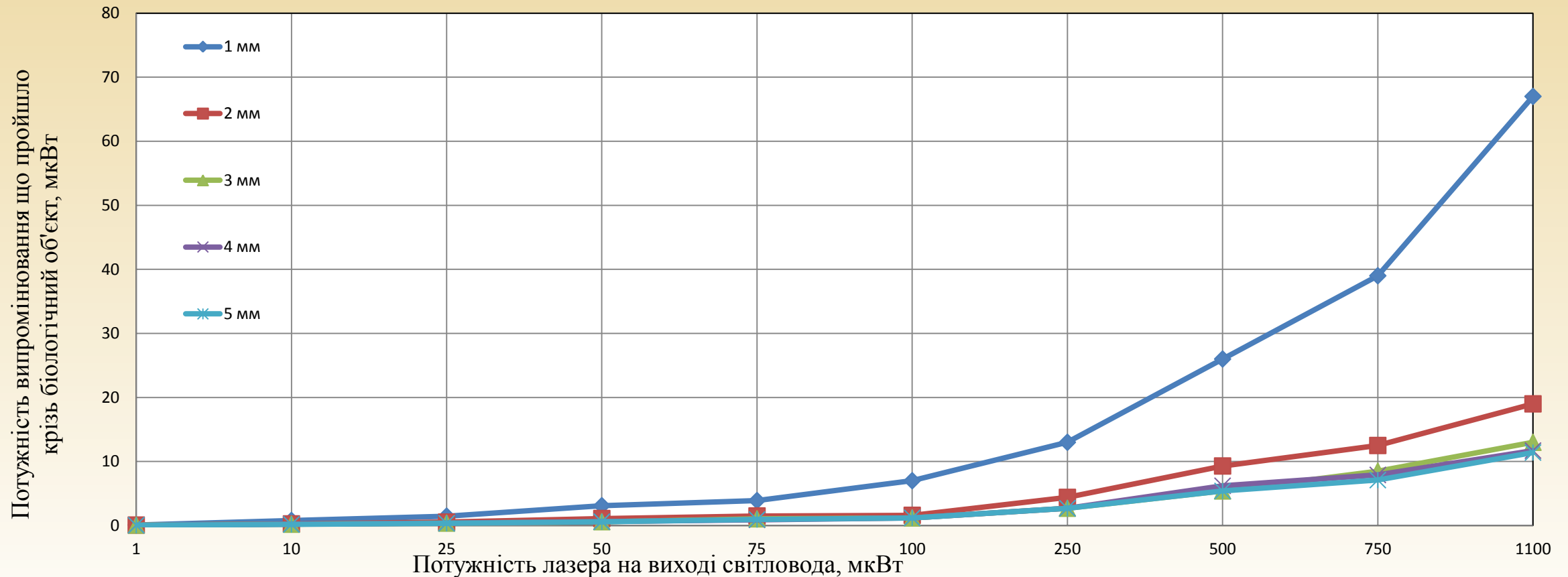
Залежність потужності випромінювання, що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для м'яса курки товщиною 1 мм – 5 мм підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм

12



Залежність потужності випромінювання, що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для шкіри курки товщиною 1 мм – 5 мм підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм

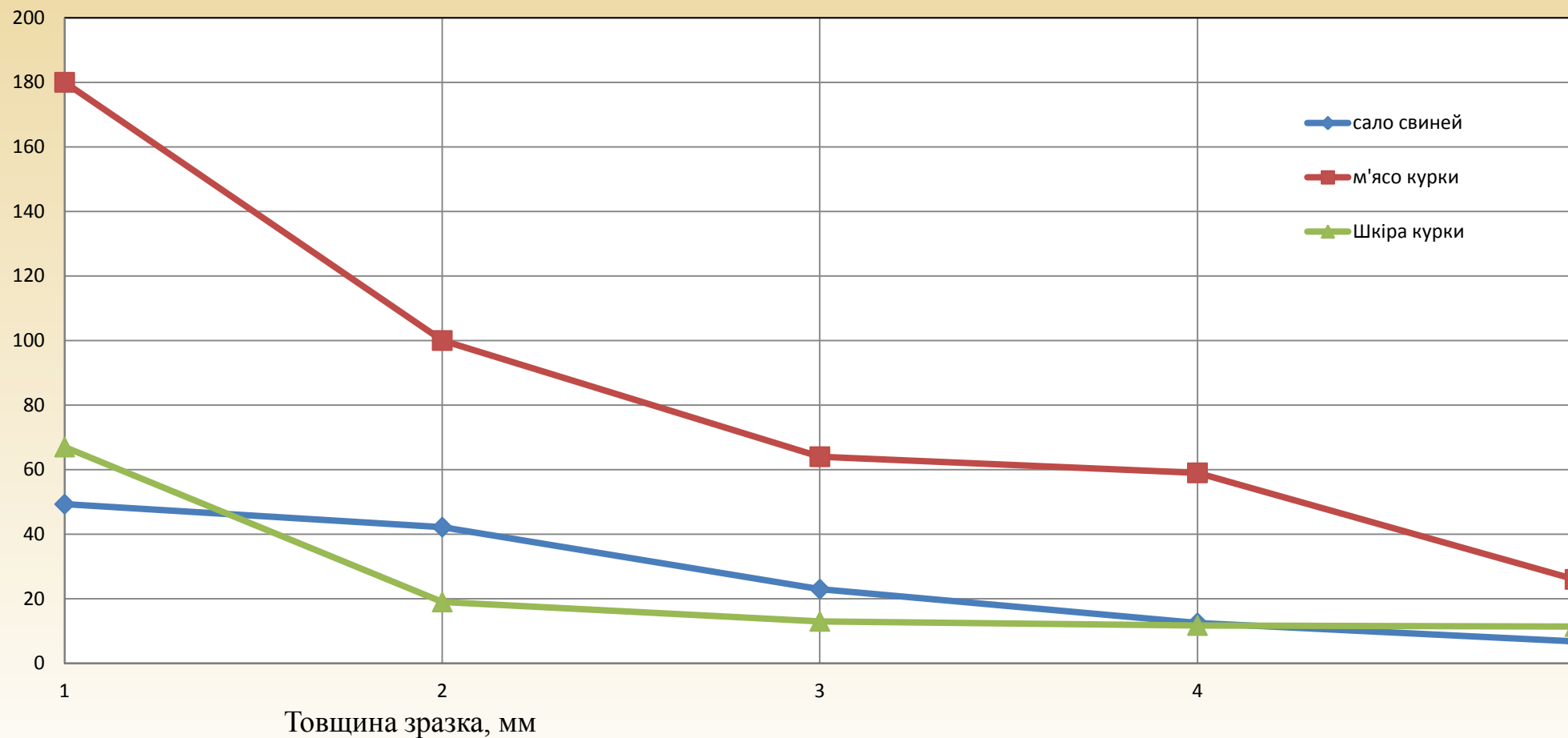
13



ДОСЛІДЖЕННЯ ГЛИБИНИ ПРОНИКНЕННЯ

14

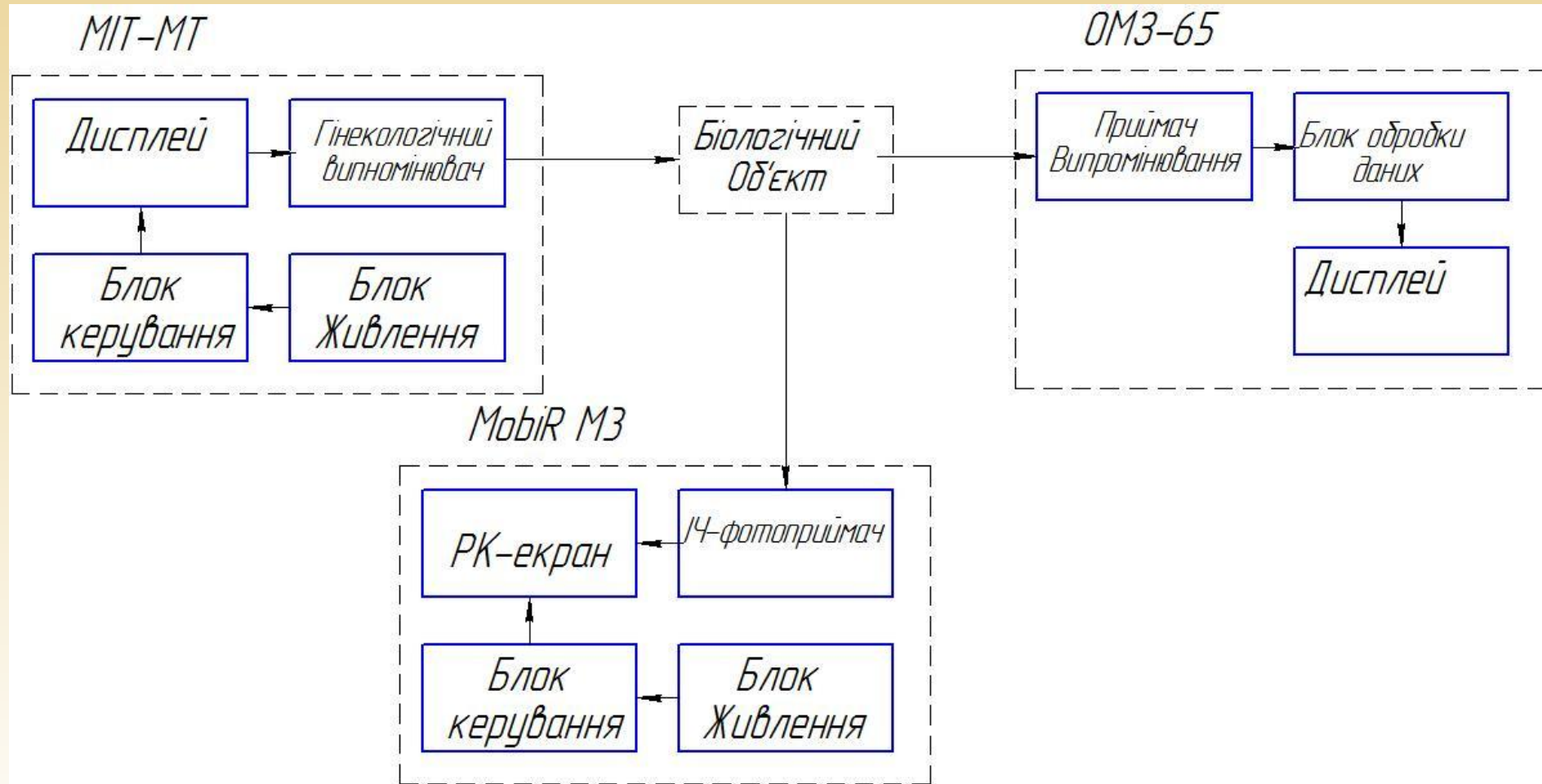
Потужність випромінювання що пройшло
крізь біологічний об'єкт, мкВт



Дослідження згасання потужності лазерного випромінювання в біологічних тканинах для неодимового випромінювача випромінювача з довжиною хвилі 0,46 мкм



СТРУКТУРНА СХЕМА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ УСТАНОВКИ



Апаратурна установка, що використовувалась для проведення дослідів

17



1) MIT-MT,

2) випромінювач для гінекології,

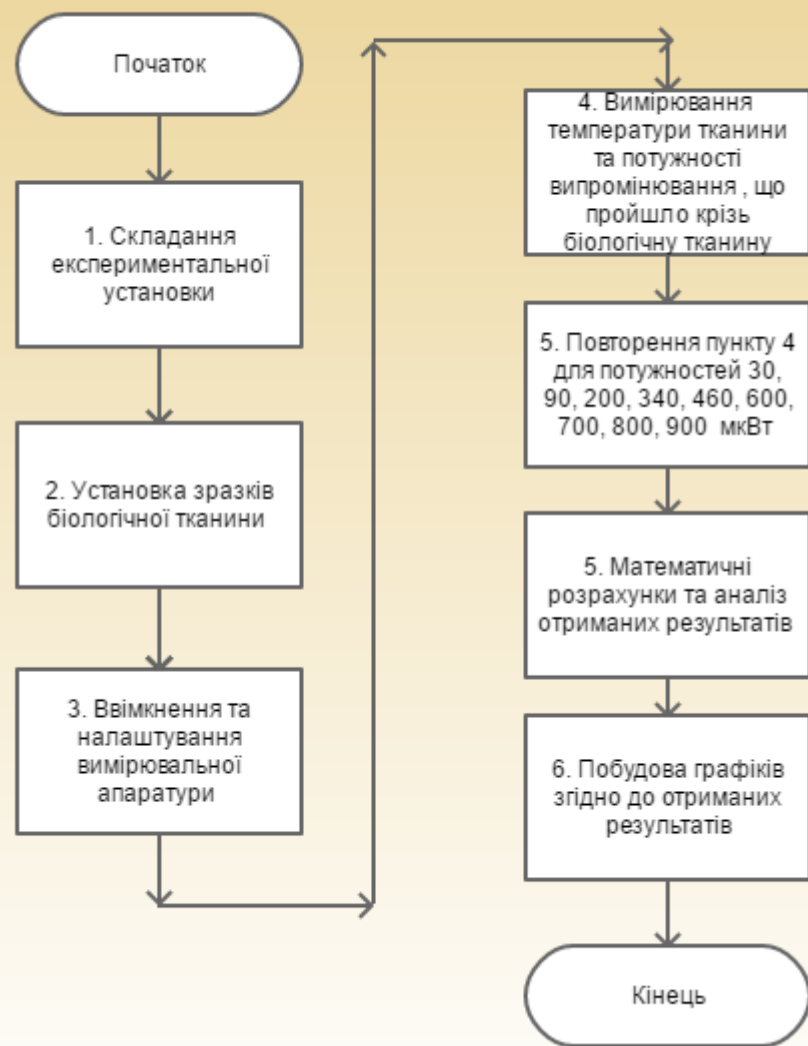
3) біологічний зразок,

4) приймач оптичного ватметра ,

5) оптичний ватметр OM3 – 65,

6) тепловізор «MobiR M3».

АЛГОРИТМ ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТУ

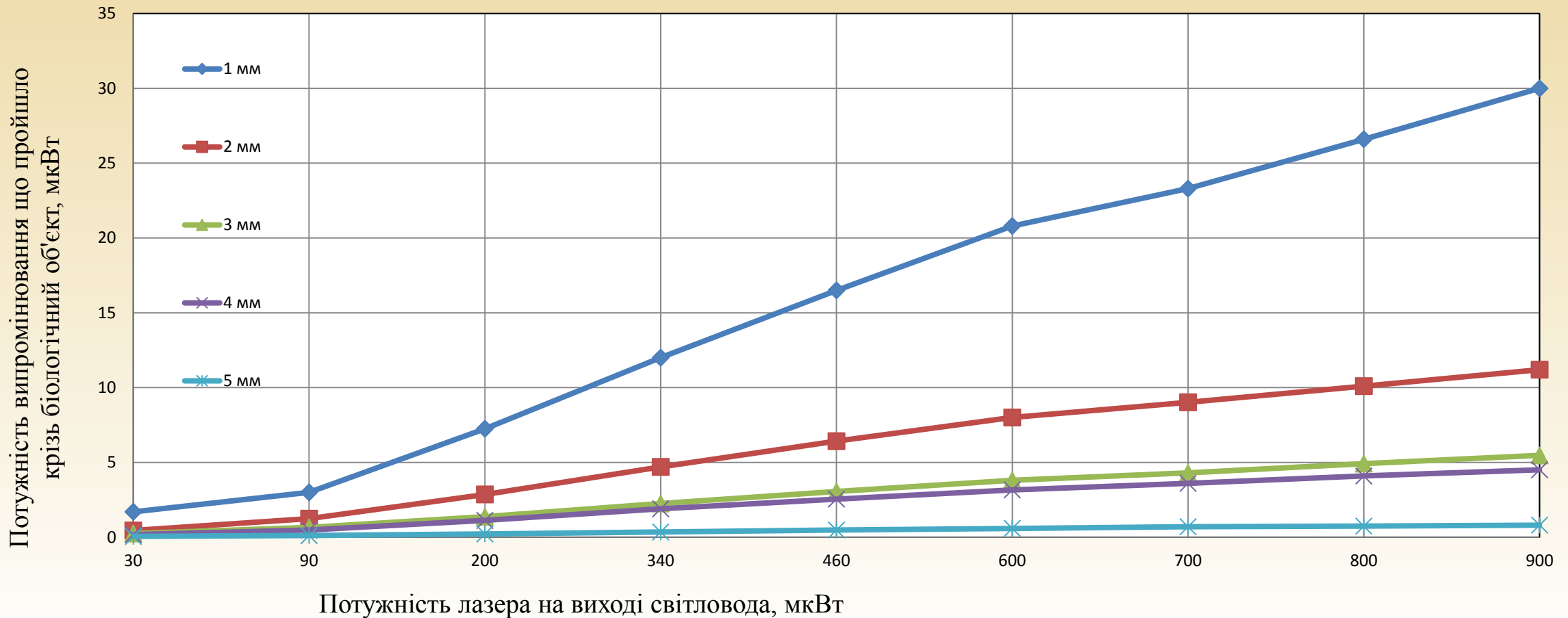


При проведенні другого експерименту всі вище перераховані біологічні тканини піддавалися впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм і потужністю 30, 90, 200, 340, 460, 600, 700, 800, 900 мкВт. У якості джерела впливу було обрано апарат МІТ-МТ з випромінювачем для гінекології

Також було проведено вимір зміни температури при проходженні ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм і потужністю 1640 мкВт в безперервному режимі через кожну з названих тканин. У якості джерела впливу було обрано апарат МІТ-МТ з випромінювачем для гінекології. Для вимірювання температури використовувалась інфрачервона камера (ІЧК) «MobiR M3».

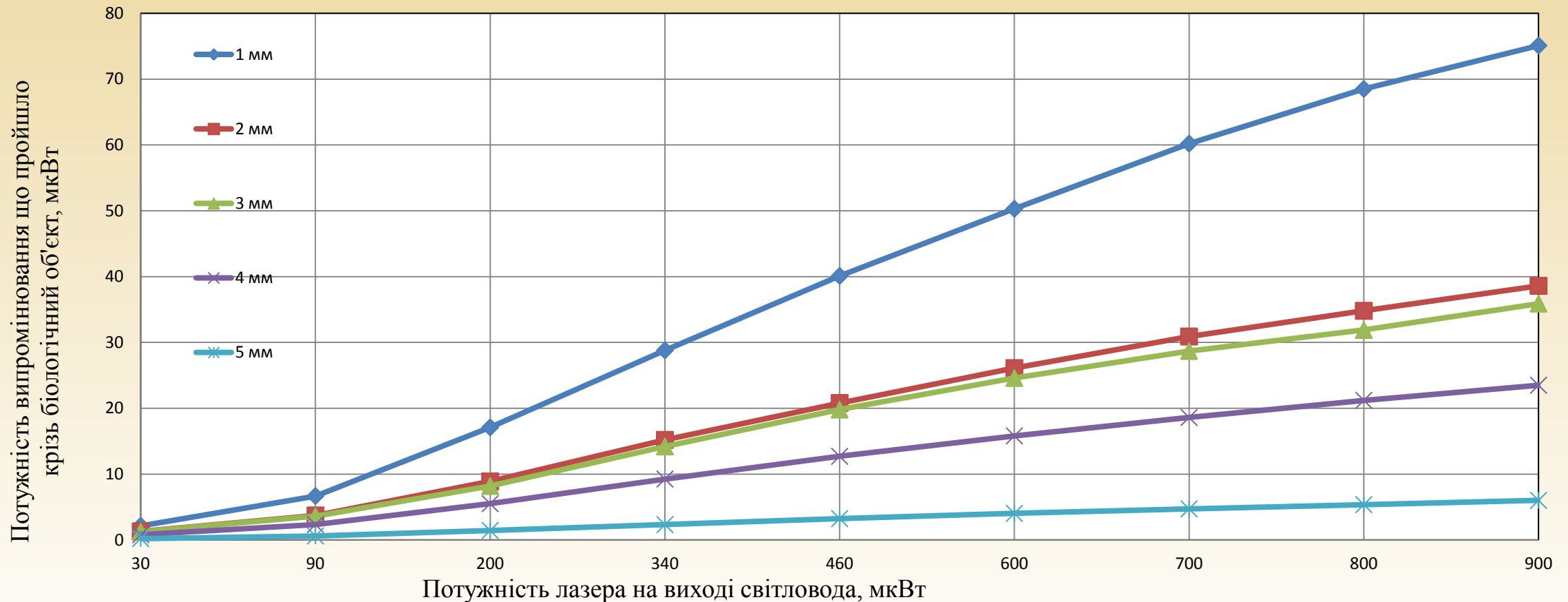
Залежність потужності випромінювання, що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для сала свиней товщиною 1 мм – 5 мм підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,63 мкм та 0,46 мкм

19



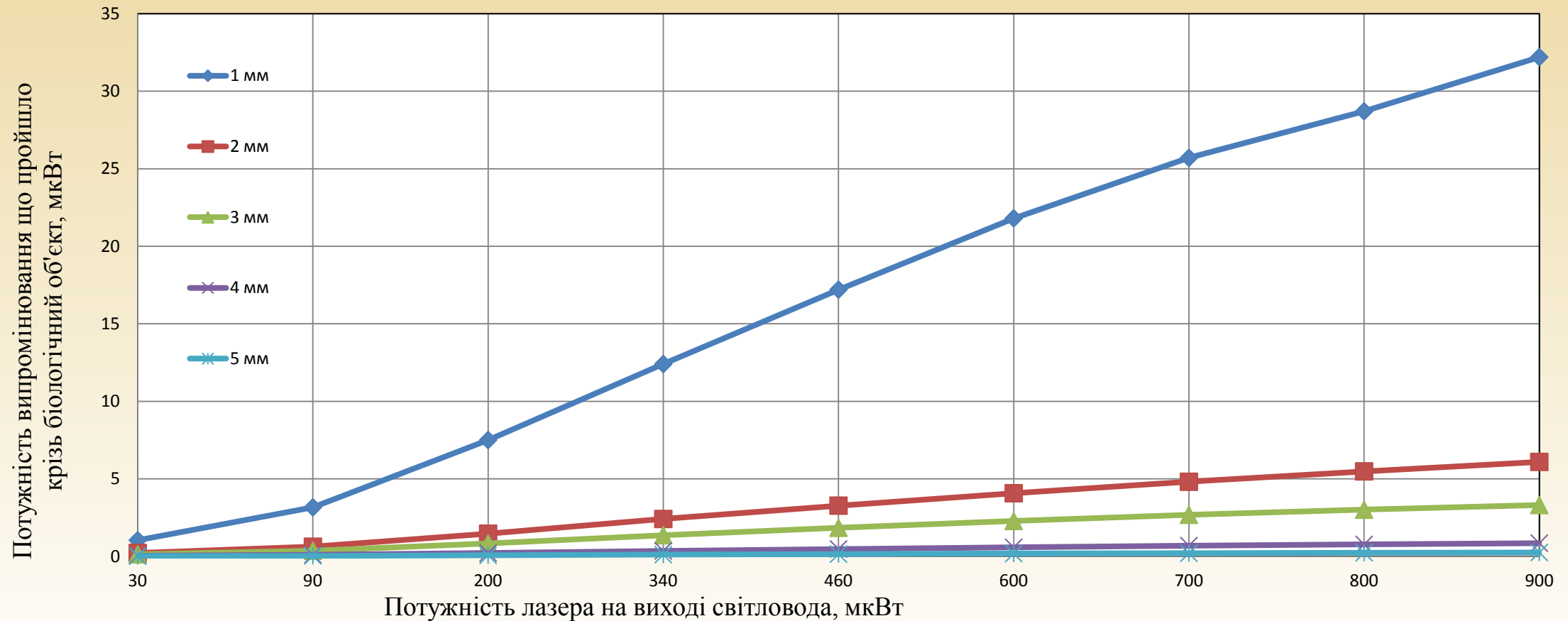
Залежність потужності випромінювання, що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для м'яса курки товщиною 1 мм – 5 мм підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм

20



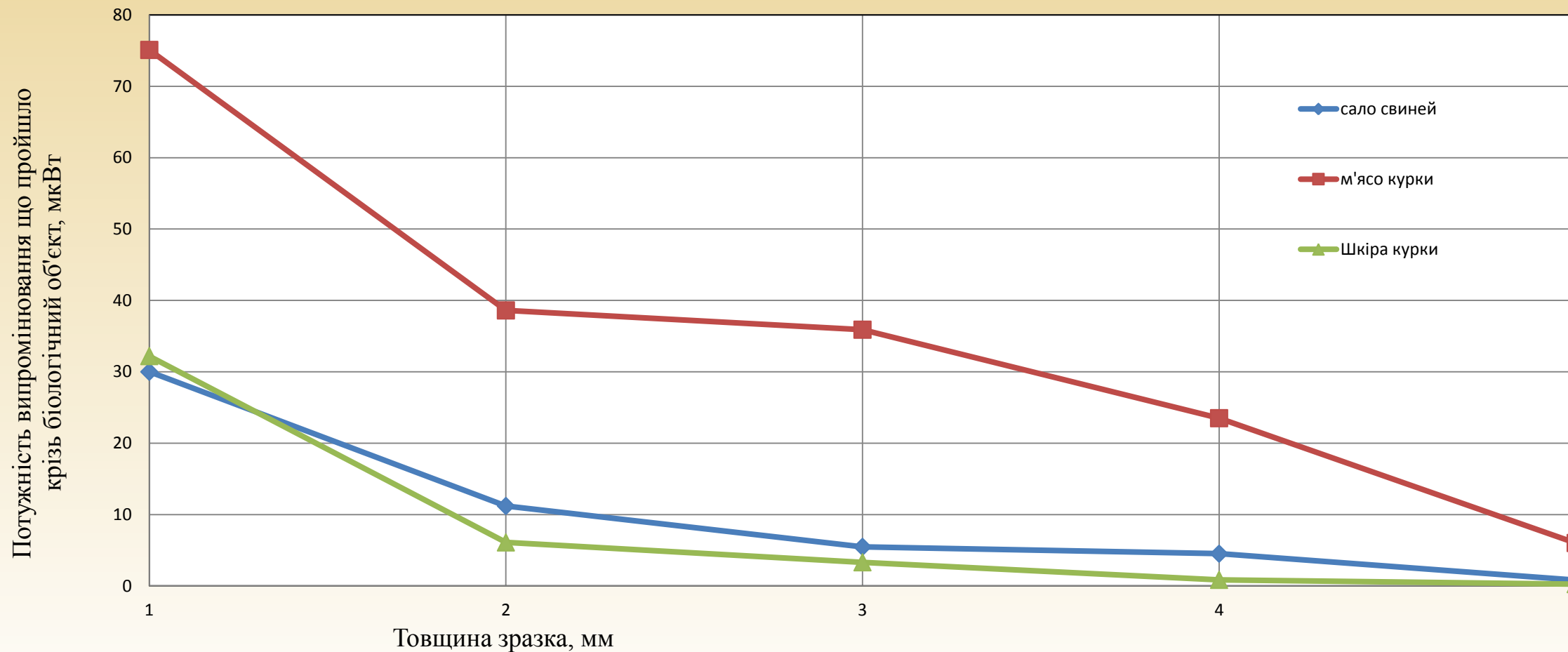
Залежність потужності випромінювання, що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для шкіри курки товщиною 1 мм – 5 мм підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,46 мкм

21



ДОСЛІДЖЕННЯ ГЛИБИНИ ПРОНИКНЕННЯ

22



МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ЗАТУХАННЯ ПОТУЖНОСТІ ЛВ

Інтенсивність колімованого випромінювання оцінюється за законом Бугера-Бера

$$I(z) = (1 - r) \cdot I_0 \cdot \exp(-\mu_t \cdot z)$$

де $R = \left(\frac{n-1}{n+1}\right)^2$ – коефіцієнт відбиття при нормальному падінні пучка, n – показник заломлення біологічної тканини, I_0 – інтенсивність падаючого світла, $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ – повний коефіцієнт загасання, μ_a – коефіцієнт поглинання, μ_s – коефіцієнт розсіювання, z – товщина зразка.

Враховуючи, що $I = P/S$, де P – потужність випромінювання, а S – площа ділянки на яку падає промінь, а закон Бугера-Бера не виконується при товщині зразка більшій за середню довжину пробігу одноразово розсіяного фотона отримуємо наступну залежність:

$$\begin{cases} P(z) = (1 - r) \cdot P \cdot \exp(-\mu_t \cdot z), \text{ при } z < l_{cn} \\ P(z) = (1 - r) \cdot P \cdot \exp(-\mu_t \cdot z) (a \cdot \exp(b \cdot z)), \text{ при } z > l_{cn} \end{cases}$$

де a та b – корегуючі коефіцієнти значення яких залежить від матеріалу зразка, l_{cn} – середня довжина пробігу одноразово розсіяного фотона.

Отримані значення корегуючих коефіцієнтів a та b

Корегуючі коефіцієнти a та b були отримані шляхом апроксимації відношень експериментальних значень до розрахованих за законом Бугера-Бера без корегуючої складової відносно товщини зразка.

Отримані аналітичні залежності затухання потужності ЛВ від товщини біотканнини

Для довжини хвилі 0,63 мкм:

- Сало свині: $P(z) = (1 - 0,034)P_0 \cdot \exp(-307 \cdot z)(0.133735 \cdot \exp(246.271 \cdot z))$
- М'ясо курки: $P(z) = (1 - 0,033)P_0 \cdot \exp(-185 \cdot z)(0.843436 \cdot \exp(109.352 \cdot z))$
- Шкіра курки: $P(z) = (1 - 0,033)P_0 \cdot \exp(-285 \cdot z)(0.011377 \cdot \exp(283.795 \cdot z))$

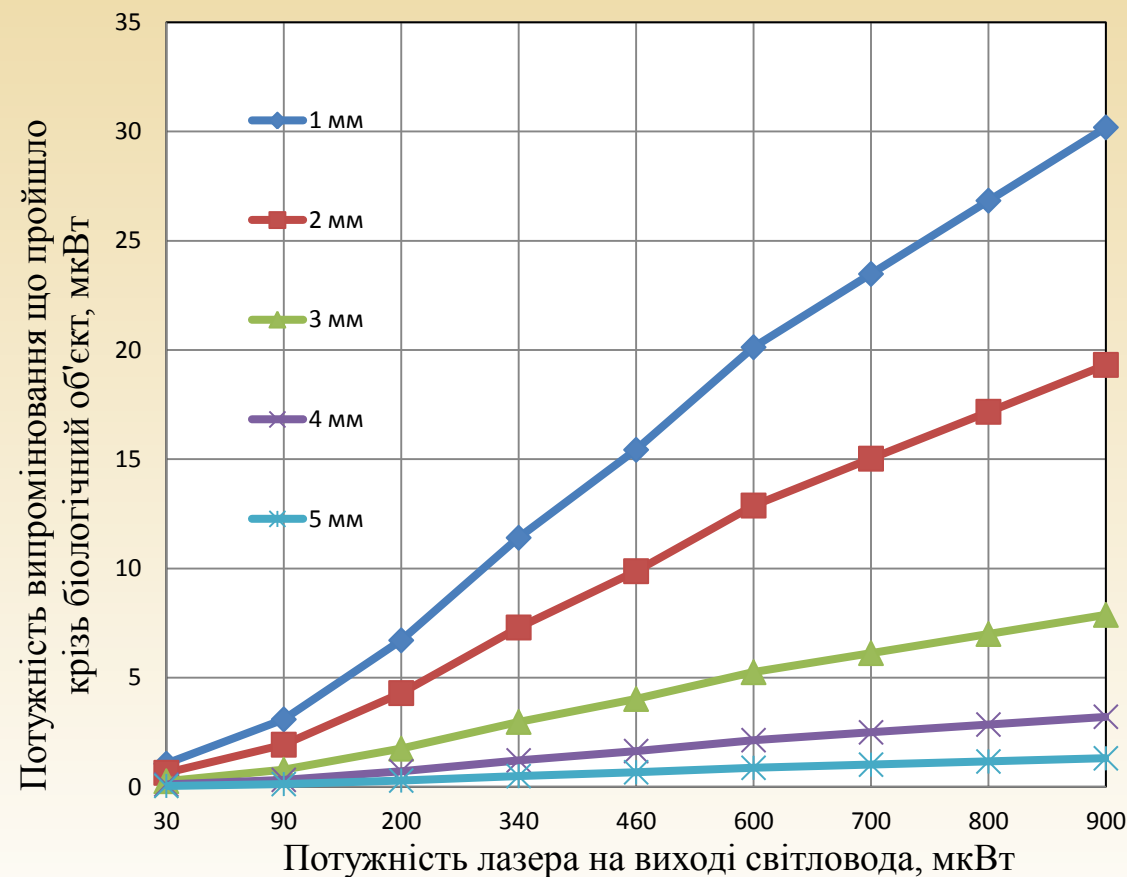
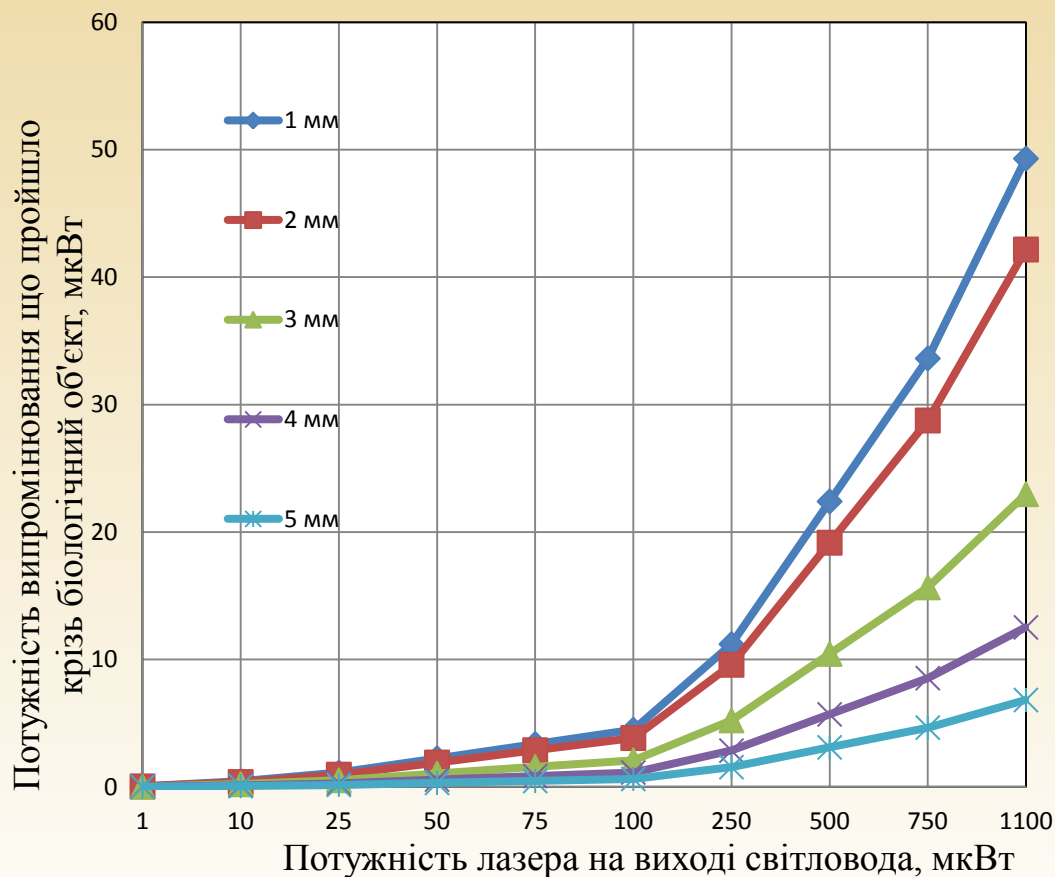
Для довжини хвилі 0,46 мкм:

- Сало свині: $P(z) = (1 - 0,034)P_0 \cdot \exp(-336 \cdot z)(0.135216 \cdot \exp(244.852 \cdot z))$
- М'ясо курки: $P(z) = (1 - 0,033)P_0 \cdot \exp(-245 \cdot z)(0.872871 \cdot \exp(107.756 \cdot z))$
- Шкіра курки: $P(z) = (1 - 0,033)P_0 \cdot \exp(-350 \cdot z)(0.011653 \cdot \exp(281.562 \cdot z))$

<i>Тип тканини та довжина хвилі</i>	<i>a</i>	<i>b</i>
Сало свиней 0,63 мкм	0.133735	246.271
Сало свиней 0,46 мкм	0.135216	244.852
М'ясо курятини 0,63 мкм	0.843436	109.352
М'ясо курятини 0,46 мкм	0.872871	107.756
Шкіра курки 0,63 мкм	0.011377	283.795
Шкіра курки 0,46 мкм	0.011653	281.562

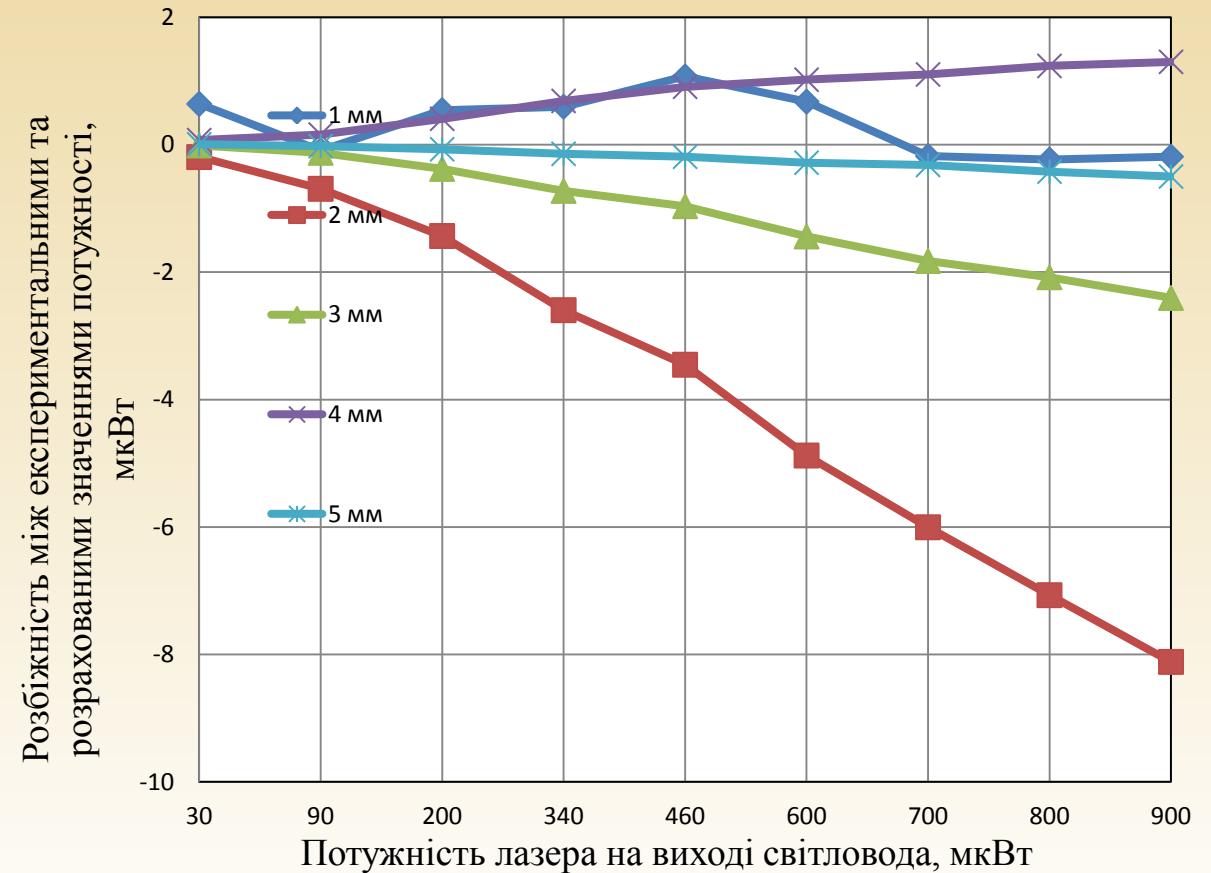
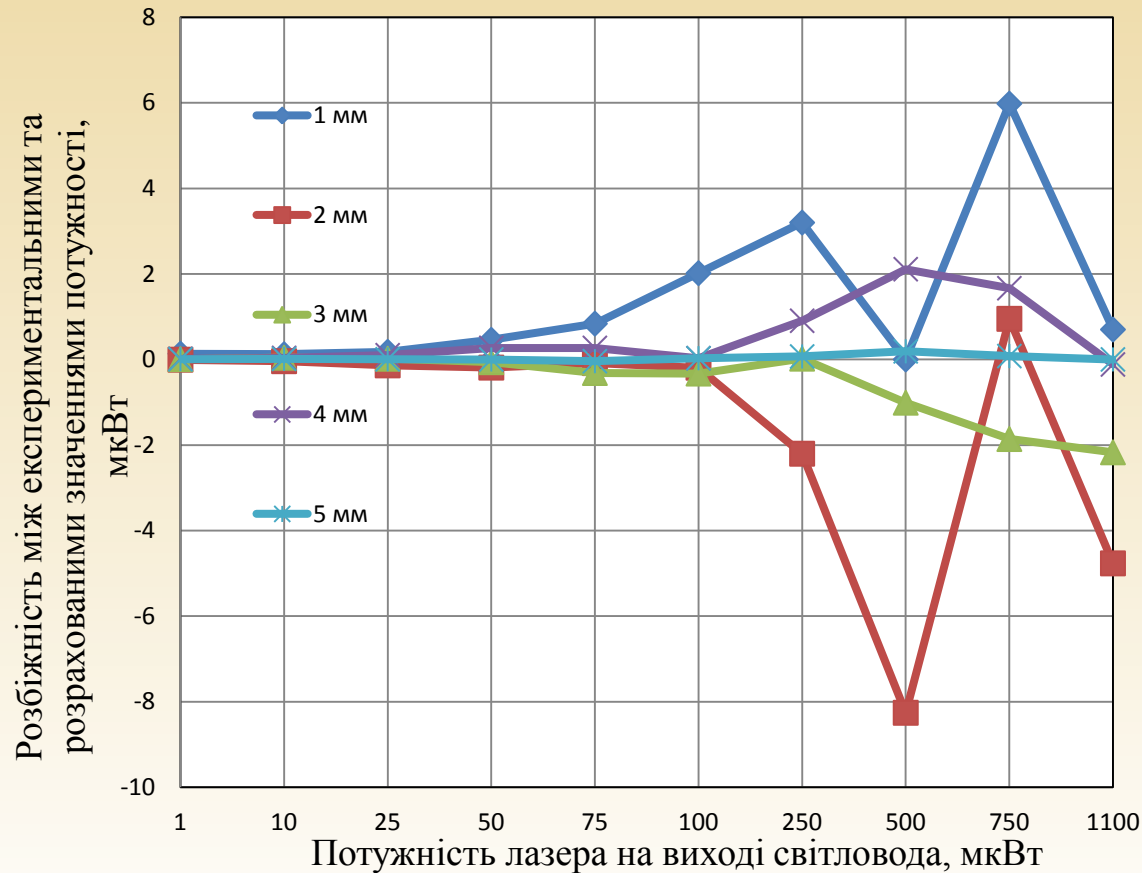
Залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для сала свиней товщиною 1мм – 5мм підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,65 мкм та 0,46 мкм

25



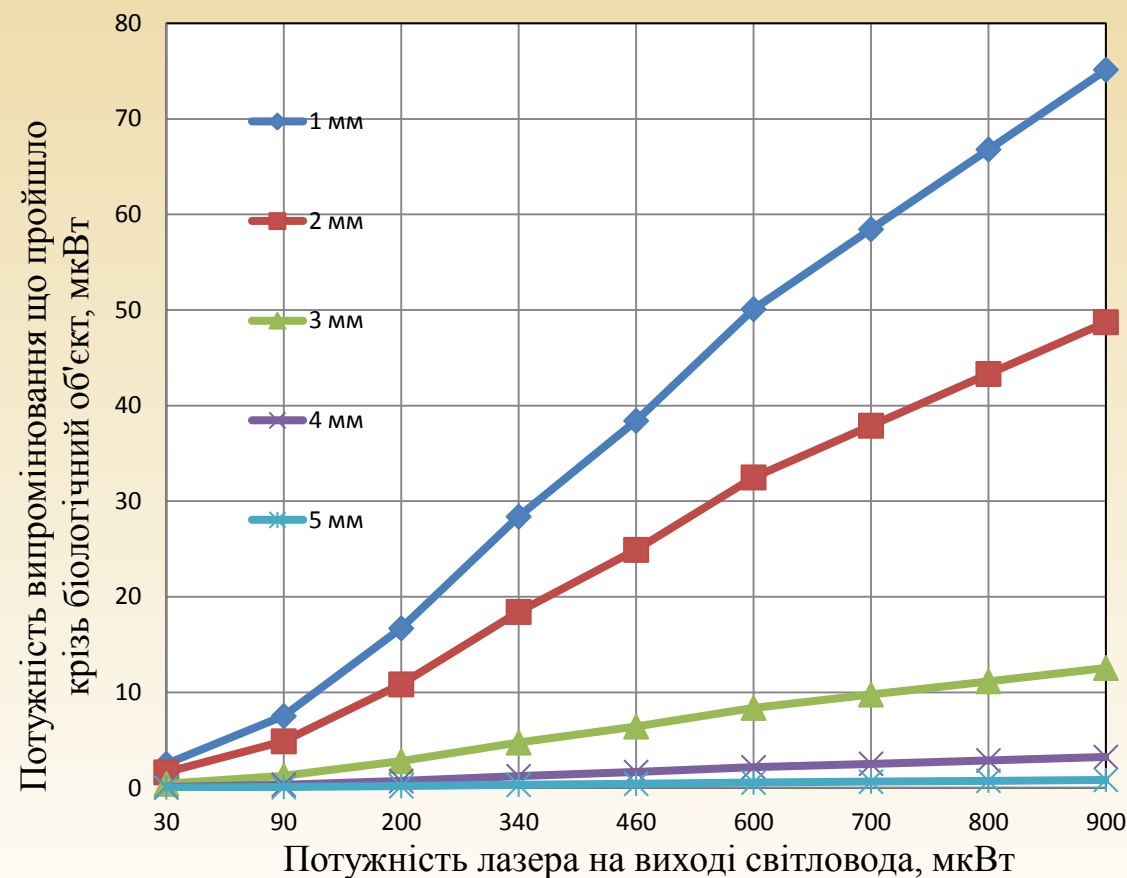
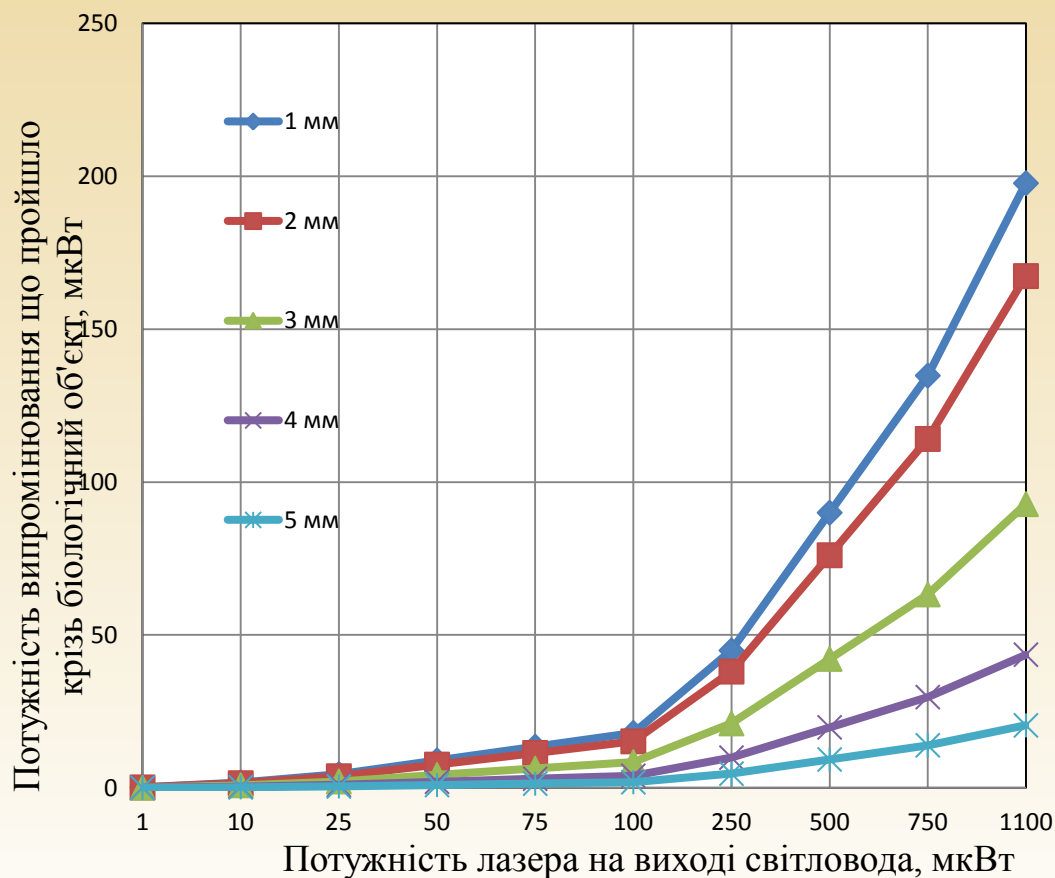
Розбіжність між експериментом та розрахунком для сала свиней товщиною 1мм – 5мм підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,65 мкм та 0,46 мкм

26

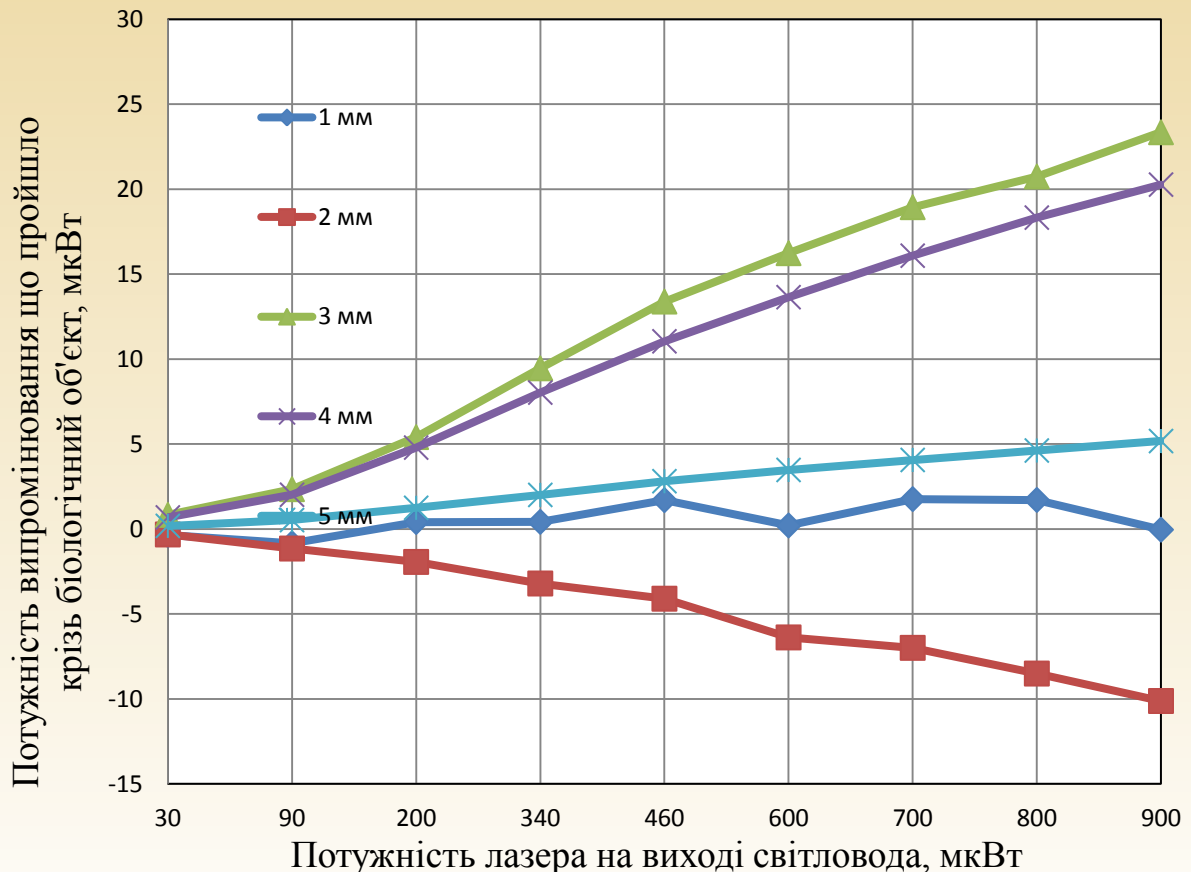
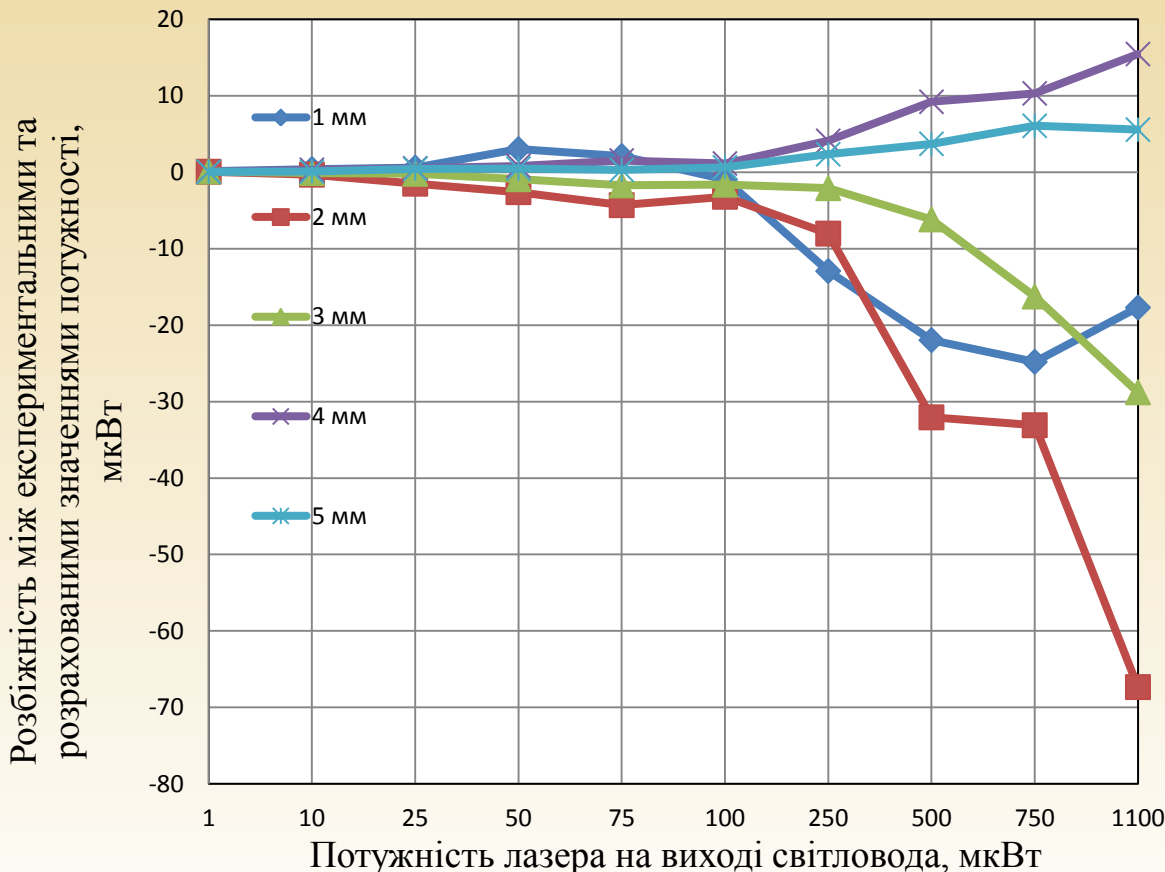


Залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для м'яса курятини товщиною 1мм – 5мм підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,65 мкм та 0,46 мкм

27

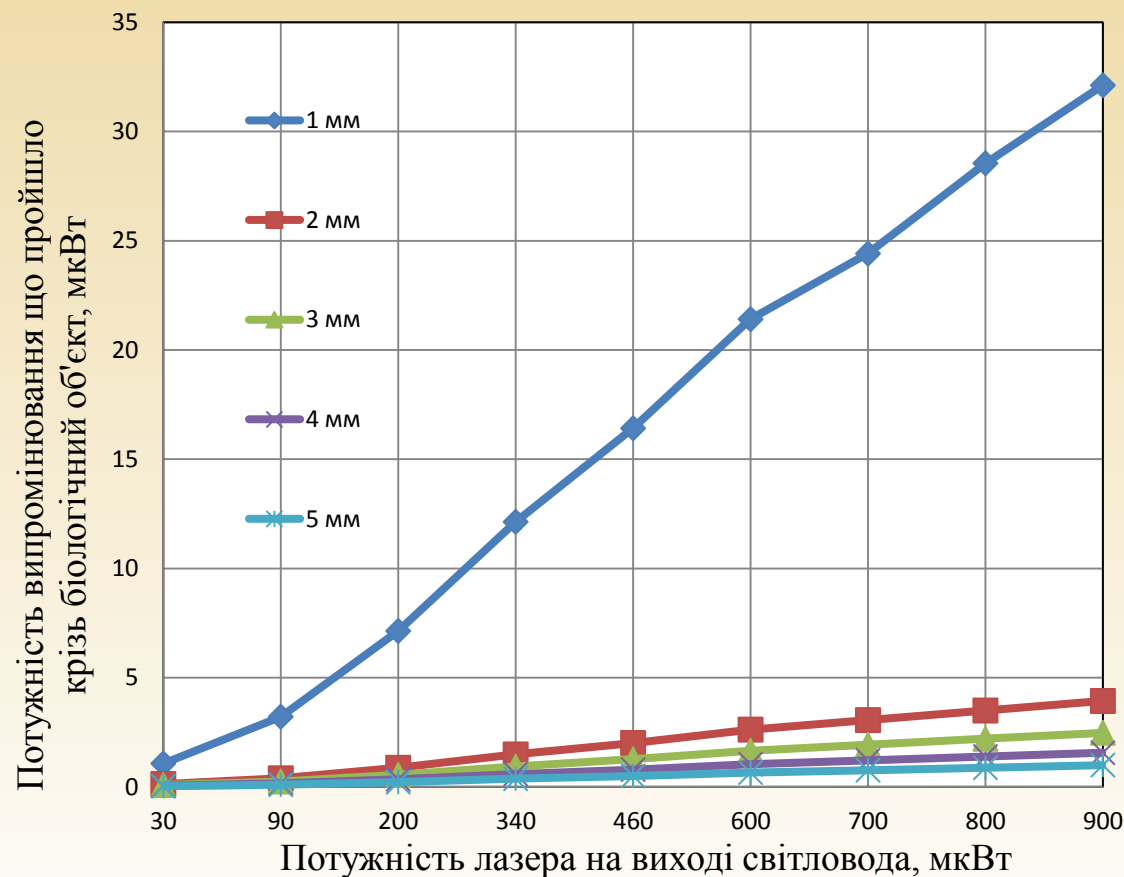
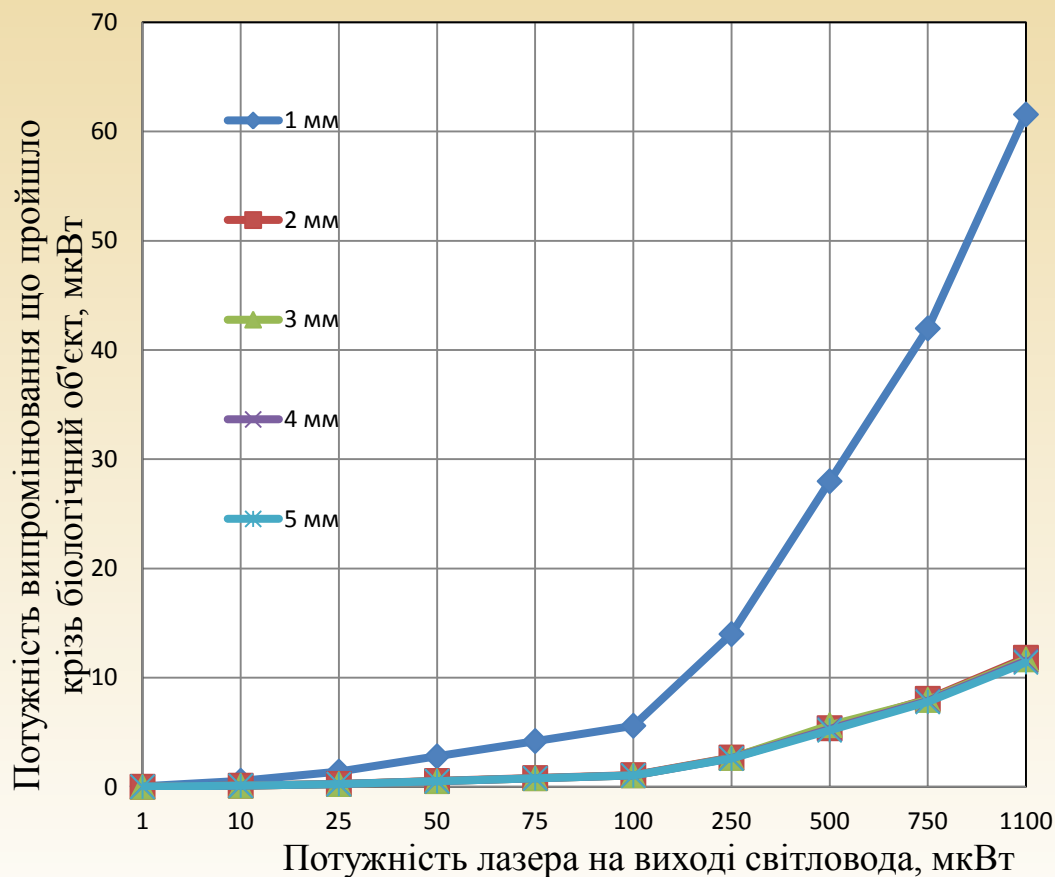


Розбіжність між експериментом та розрахунком для м'яса курятини товщиною 1мм – 5мм підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,65 мкм та 0,46 мкм



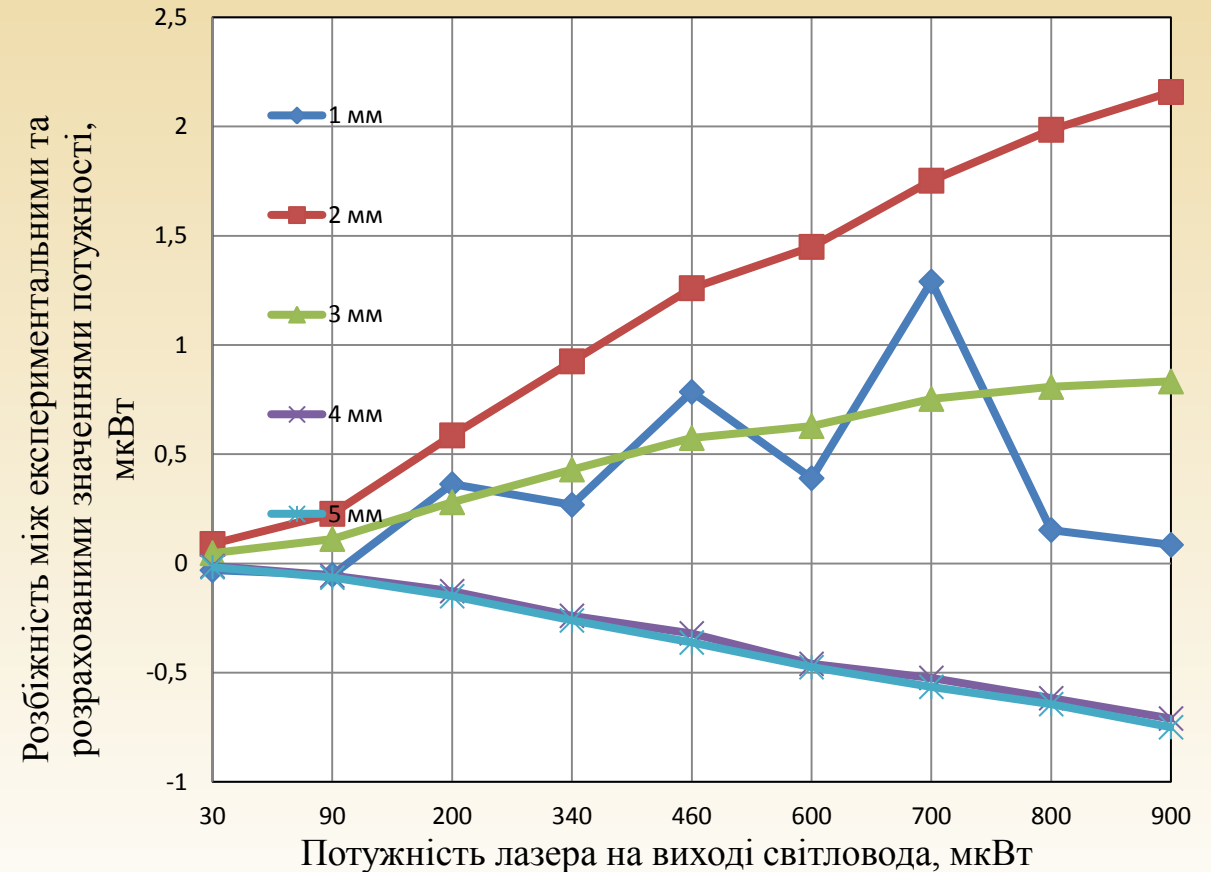
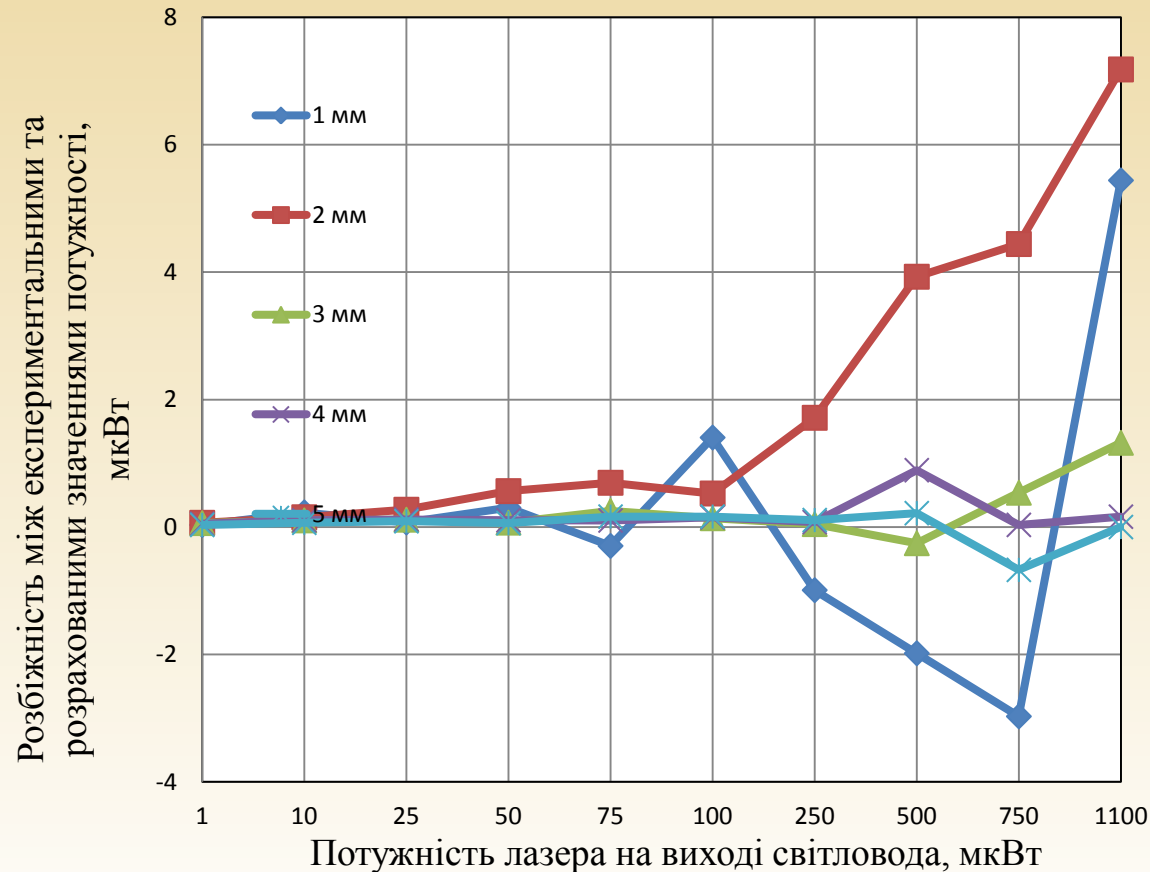
Залежності потужності випромінювання (в мкВт), що проходить крізь біологічний об'єкт від потужності лазера на виході світловода для шкіри курятини товщиною 1мм – 5мм підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,65 мкм та 0,46 мкм

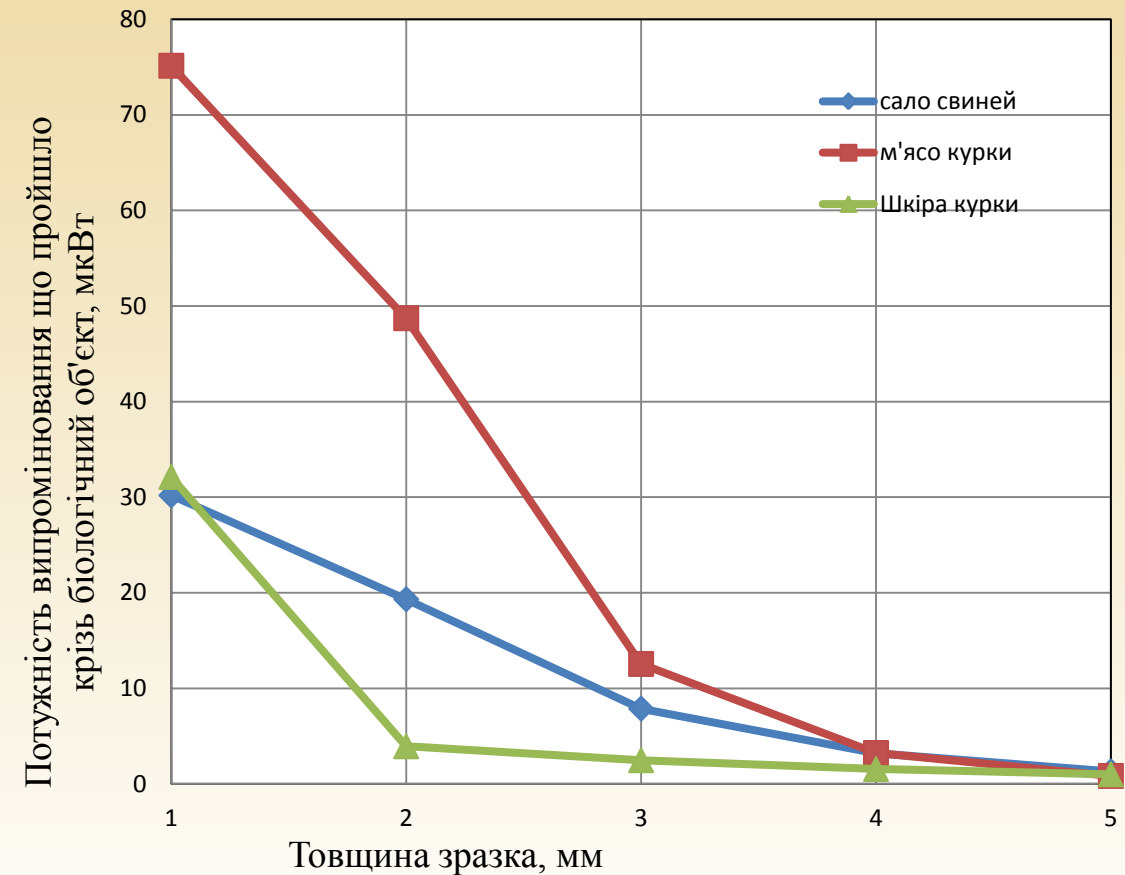
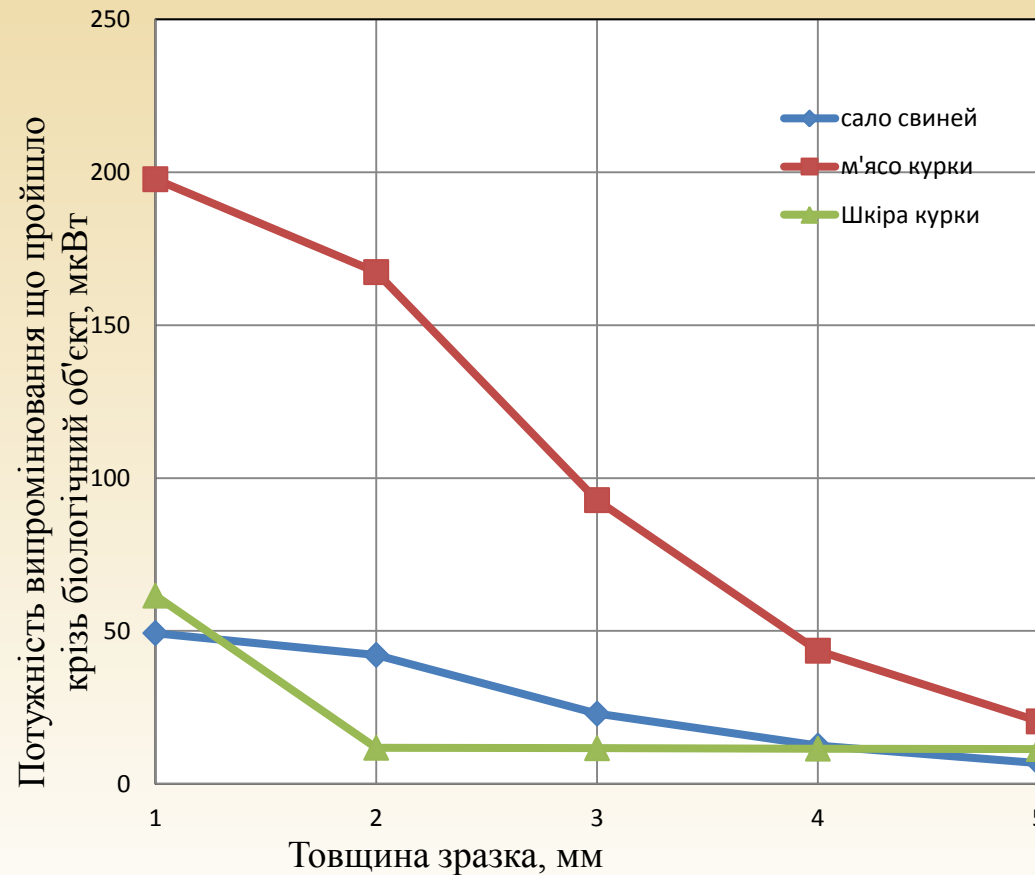
29



Розбіжність між експериментом та розрахунком для Шкіри курятини товщиною 1мм – 5мм підчас впливу ЛВ з довжиною хвилі 0,65 мкм та 0,46 мкм

30





Перевірка адекватності математичної моделі 32

Критерій Фішера дозволяє перевірити гіпотезу про несуттєву розбіжності між дисперсією адекватності S_A^2 та дисперсією відтворюваності S_B^2 . Для цього визначається чисельне значення F-критерію:

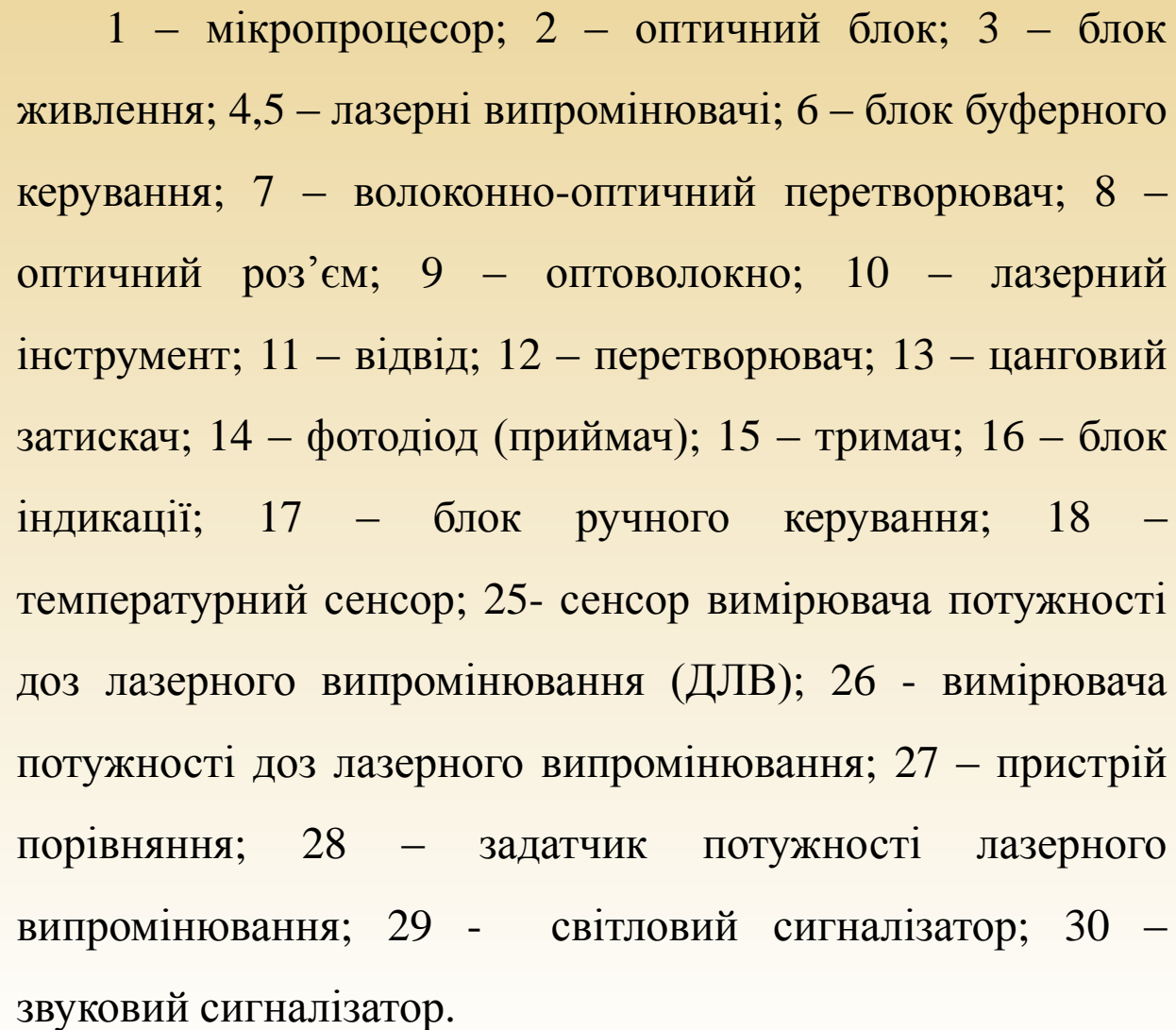
$$F = \frac{S_A^2}{S_B^2}$$

У разі якщо обчислене значення критерію менше $F_{табл}$, яке вибирається по таблиці для відповідних ступенів свободи та при заданому рівні значущості $\alpha = 0,05$, то гіпотеза про випадковості розбіжності між дисперсіями приймається.

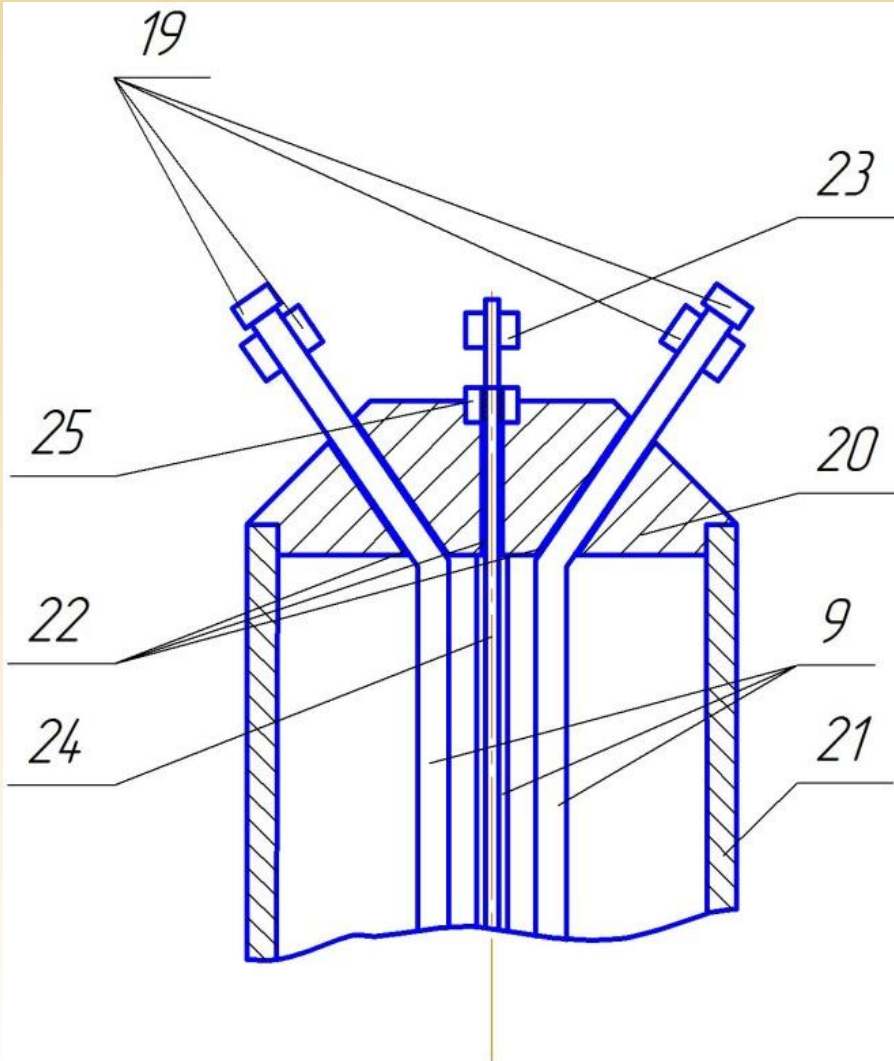
Отримані значення F-критерію Фішера

Тип тканини та довжина хвилі	1мм	2мм	3мм	4мм	5мм
Сало свине 0,63 мкм	1,097808451	1,19419059	1,237146674	1,159825746	1,018846588
Сало свине 0,46 мкм	1,041889316	2,979651947	2,137735888	1,974447602	2,629939477
М'ясо курятини 0,63 мкм	1,326760792	2,558678235	1,955233328	1,846207933	1,747782601
М'ясо курятини 0,46 мкм	1,041823159	1,561729876	8,261897825	53,35338194	51,81426357
Шкіра курки 0,63 мкм	1,075218615	2,538633169	1,167936451	1,032240441	1,059208776
Шкіра курки 0,46 мкм	1,026714873	2,392187308	1,791669654	3,437335928	3,297552

33



Наконечник з температурними та вимірювальними сенсорами (Патент України № 115057)



9 – оптоволокна;

19 – волоконно-оптичні термодатчики;

20 – наконечник змінного інструменту;

21 – голка;

22 – канали для оптоволокон;

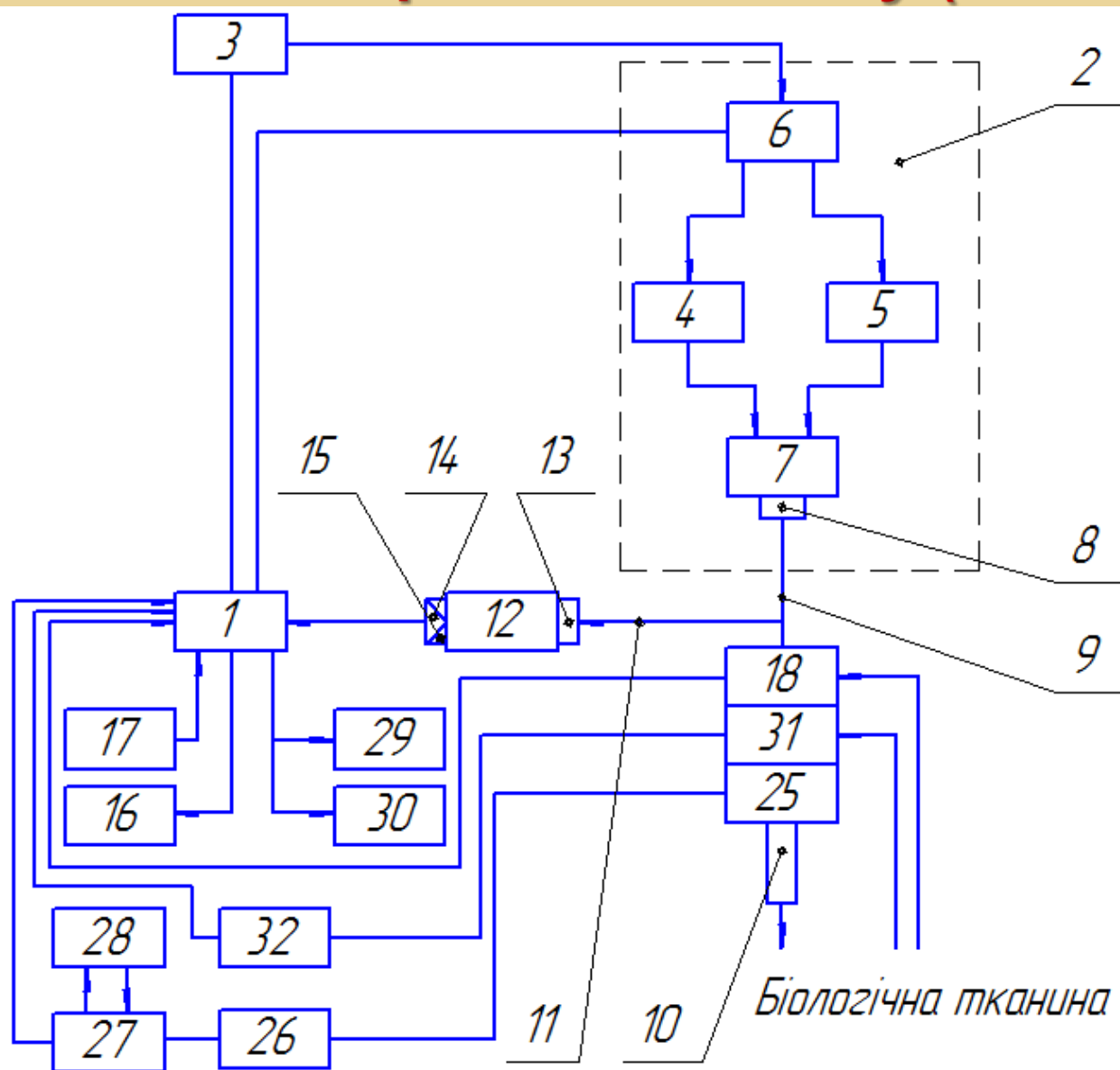
23 – ендоскоп;

24 – оптоволокно лазерного
випромінювання;

25- сенсор вимірювача потужності доз
лазерного випромінювання (ДЛВ);

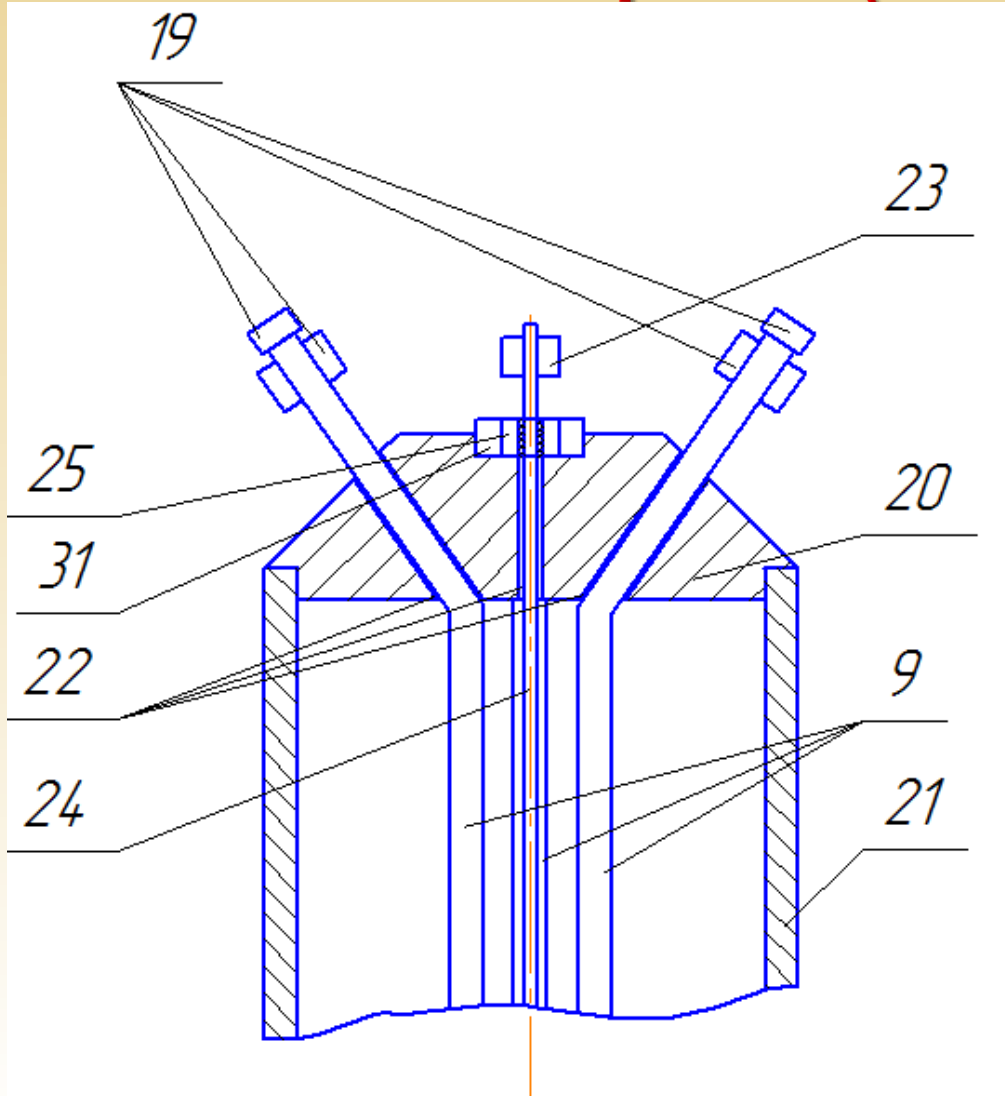
Розробка лазерного терапевтичного апарату з системою зворотного зв'язку (Патент України № 124608)

35



1 – мікропроцесор; 2 – оптичний блок; 3 – блок живлення; 4,5 – лазерні випромінювачі; 6 – блок буферного керування; 7 – волоконно-оптичний перетворювач; 8 – оптичний роз'єм; 9 – оптоволокна; 10 – лазерний інструмент; 11 – відвід; 12 – перетворювач; 13 – цанговий затискач; 14 – фотодіод (приймач); 15 – тримач; 16 – блок індикації; 17 – блок ручного керування; 18 – температурний сенсор; 25- сенсор вимірювача потужності доз лазерного випромінювання (ДЛВ); 26 - вимірювача потужності доз лазерного випромінювання; 27 – пристрій порівняння; 28 – задатчик потужності лазерного випромінювання; 29 - світловий сигналізатор; 30 – звуковий сигналізатор; 31- сенсор довжин хвиль; 32 – вимірювач довжини хвилі лазерного випромінювання.

Наконечник з температурними та вимірювальними сенсорами (Патент України № 124608)



9 – оптоволокна;

19 – волоконно-оптичні термодатчики;

20 – наконечник змінного інструменту;

21 – голка;

22 – канали для оптоволокон;

23 – ендоскоп;

24 – оптоволокно лазерного випромінювання;

25- сенсор вимірювача потужності доз лазерного випромінювання;

31- сенсор довжин хвиль .

Результати маркетингового аналізу запропонованих науково-технічних рішень

На основі проведеного в 4 розділі магістерської дисертації аналізу можна зробити наступні висновки:

- Можливість ринкової комерціалізації проекту досить висока, оскільки наявний високий попит споживачів на продукцію вітчизняного виробництва (в зв'язку з її доступністю); відносна відсутність обмежень для входу; позитивна динаміка ринку медичного обладнання; середня норма рентабельності більша ніж банківський відсоток.
- В даного проекту є всі можливості роботи на ринку, враховуючи низьку інтенсивність конкуренції. Він якісно відрізняється від проектів-конкурентів, має достатню кількість сильних сторін та є конкурентоспроможним.
- Для даного проекту обрано альтернативу впровадження - встановлення низької ціни на новий продукт з метою залучення більшої кількості покупців і завоювання великої частки ринку. Оскільки для даного варіанту, отримання ресурсів є найбільш простим та надійним, строки реалізації – найкоротші.

Враховуючи високий попит споживачів, позитивну динаміку ринку медичної апаратури, низьку інтенсивність конкуренції та якісні відмінності даного продукту від продуктів конкурентів, вважаю доцільною подальшу імплементацію проекту.



У даній магістерській дисертації було виконано наступне:

1. Аналіз літературних джерел щодо методів та способів впливу лазерним випромінюванням.
2. Огляд та аналіз апаратів для лазеротерапії та комбінованих фізіотерапевтичних апаратів із порівнянням їх характеристик
3. В результаті вивчення та аналізу літературних джерел, за темою дослідження, встановлено – біологічні тканини, такі як шкіра, є оптично неоднорідними поглинаючим середовищами із середнім показником заломлення, більшим, ніж у повітря, тому на кордоні розділу біооб'єкт - повітря частина випромінювання відбивається (Френелівське відбиття), а інша частина проникає в біотканини. Крім поглинання, шкіра характеризується значним світлорозсіюванням, тобто. Є сильно розсіюючим каламутним середовищем, так як складається з великого числа випадково розподілених в об'ємі розсіюючих центрів. Ступінь розсіювання залежить від довжини хвилі випромінювання і оптичних властивостей біотканини.
4. За отриманими результатами досліджень затухання потужності ЛВ для біологічних тканин різних типів можна зробити висновок про те, що гелій-неоновий випромінювач з довжиною хвилі 0,63 мкм показує значно кращу глибину проникнення ЛВ в кожен з досліджуваних зразків порівняно з неодимовим випромінювачем з довжиною хвилі 0,46 мкм. Також випромінювання з довжиною хвилі 0,63 мкм втрачає значно менше потужності на межі розділу повітря – біологічна тканина. На глибині 1 мм для сала свиней випромінювання 0,63 мкм показує потужність 50 мкВт проти 30 мкВт для випромінювання 0,46 мкм, для м'яса курки 180 мкВт проти 75 мкВт, для шкіри курки 67 мкВт проти 32 мкВт.
5. Розроблена модель на основі закону Бугера-Бера з використанням корегуючої складової відносно товщини зразка, яка дозволяє встановлювати якісні аналітичні залежності між потужністю впливаючого ЛВ та: потужністю після проходження ЛВ через певну біотканину.
6. В рамках виконання розділу стартап-проекту було проведено маркетинговий аналіз перспектив реалізації запропонованих науково-технічних рішень та пропозицій щодо методики дослідження електропровідності біологічних тканин та оцінювання можливостей їх ринкового впровадження. В результаті, враховуючи високий попит споживачів, позитивну динаміку ринку медичної апаратури, низьку інтенсивність конкуренції та якісні відмінності даного продукту від продуктів конкурентів, вважаю доцільною подальшу імплементацію проекту.

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ

1. Швидкий В.В., Терещенко Н.Ф., Лазерні технології в медичному приладобудуванні / АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ // Матеріали 5-ї Міжнародна науково-технічна конференція молодих учених та студентів 17-18 листопада 2016 р. / Тернопіль – ТНТУ, 2016. – 396. С. 340 – 341.
2. Швидкий В.В., Терещенко Н.Ф., Динамика изменения и определения параметров лазерного излучения в биологических средах / Приборостроения – 2017 // Материалы 10-й Международной научно-технической конференции в 2 томах. Том1. 1-3 ноября 2017 г. / Республика Беларусь, г. Минск, 2017, БНТУ- 265 с. С. 158 – 159.
3. Швидкий В.В., Терещенко Н.Ф., методи контролю зміни параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах / АКТУАЛЬНІ ПРОБЛЕМИ АВТОМАТИКИ ТА ПРИЛАДОБУДУВАННЯ // Матеріали I Міжнародної науково-технічної конференції 7-8 грудня 2017 р. / Україна, м. Харків, 2017, НТУ «ХПІ» .- 252 с. С 93 – 94.
4. Швидкий В.В., Терещенко М. Ф., Динаміка змін параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2017.– Вип. 54(2)/ 2017 ,– С.111-117.. (фахове видання).
5. Швидкий В. В., Терещенко М. Ф., Чухраєв М.В., Яковенко І.О., Аналіз глибини проникнення та розсіяння лазерного випромінювання різних типів випромінювачів / Лазерна хірургія. Матеріали науково-практичної конференції «Лазерні технології в клінічній медицині: сучасні тенденції розвитку в Україні» / укл. В.В. Холін, А.В. Корунець. – Черкаси:Вертикаль. Видавець С.Г. Кандич, 2018.-298 с. іл.– С. 284-288.
6. Патент України № 115057 опубл. в бюл. № 6, 2017 р. 27.03.2017 р Заявка №u 201611878 від 23.11.2016 р Лазерний медикотерапевтичний апарат. Терещенко М.Ф., Швидкий В.В., Кравченко А.Ю., Паткевич О.І., Басюк М.П
7. Патент України № 124608 опубл. в бюл. № 7, 2018 р. 10.04.2018 р Заявка №u 201712340 від 13.12.2017 р Лазерний терапевтичний апарат. Терещенко М.Ф., Швидкий В.В., Чухраєв М.В., Паткевич О.І., Шевченко В.В.
8. Швидкий В. В., Терещенко М.Ф, Моделювання змін параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах// Матеріали XI науково-практичної конференції студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування», 15-16 травня 2018 р., м. Київ, ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського – 126 с. С.96
9. Швидкий В. В., Терещенко М.Ф, Кравченко А.Ю. Новые направления развития приборостроения// Материалы 10-й Международной научно-техничес. конфер. молодых ученых и студ. 26-28 апреля 2017 г. в 2 томах/ Минск, БНТУ, 2017,- Том 1. С. 155-156



Дякую за увагу